

ЭЛЕКТРОННАЯ АППАРАТУРА

для
стимуляции
органов
и тканей



61
Э 45

Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей

Под редакцией
Р. И. УТЯМЫШЕВА и М. ВРАНЫ

ЭИИ

ХНУРЕ Elektronnaia apparatu

739684

БИБЛИОТЕКА
ХИРЕ
ИНВ. № 739684



Москва, Энергоатомиздат, 1983

ии ор-
со сто-
вления
мето-
меще-
разви-
необ-
хнике
боты,
дают

цких
-пер-
льзо-
кими
огих
соб-

вы-
на».
вы-
де-
ед-
ся

е-
з-
на
о-
й
т

ББК 32.85
Э 45
УДК 615.84

Рецензент Ю. Ю. БРЕДИКИС

Э 45 **Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей/Под ред. Р. И. Утямышева и М. Враны. — М.: Энергоатомиздат, 1983. 384 с., ил.**

В пер.: 1 р. 60 к.

В книге, написанной ведущими специалистами СССР и ЧССР, представлены сведения о современном состоянии развития аппаратуры для электрической стимуляции органов и тканей, об особенностях проектирования и клинического применения аппаратуры для электростимуляции и перспективах развития этой области медицинской техники. Книга является совместным изданием Энергоатомиздата (СССР) и СНТЛ (ЧССР).

Книга рассчитана на инженеров, разрабатывающих медицинскую электронную аппаратуру, а также на врачей, использующих в своей практике методы электротерапии.

2403000000-281
Э 051(01)-83 160-82

ББК 32.85
6Ф0.3

Александр Викторович Барковский, Владимир Алексеевич Беззубчиков, Виталий Евгеньевич Бельгов, Владимир Бичик, Александр Иванович Васильев, Милан Врана, Антонин Грошниц, Станислав Дворжак, Арношт Добса, Валентин Михайлович Кодюков, Георгий Филиппович Колесников, Лудек Криштян, Аркадий Владимирович Лившиц, Вадим Александрович Михайлов, Мирослав Негушил, Леонид Семенович Персиаников], Анатолий Залманович Хасин

ЭЛЕКТРОННАЯ АППАРАТУРА ДЛЯ СТИМУЛЯЦИИ ОРГАНОВ И ТКАНЕЙ

Редактор советской части и переводчик чешской части Л. И. Титомир
Редакторы издательства Г. Н. Астафуров, Н. Б. Фомичева
Переplet художника Т. Н. Хромовой
Технический редактор А. М. Сатарова
Корректор И. А. Володяева
ИБ № 1718

Сдано в набор 24.09.82 Подписано в печать 25.01.83. Т-02857.
Формат 84×108^{1/2}. Бумага КН. — журн. Гарнитура литературная
Печать высокая. Усл. печ. л. 20,16. Усл. кр.-отт. 20,16. Уч.-изд. л. 26,50.
Тираж 6000 экз. Заказ 399. Цена 1 р. 60 к.

Энергоатомиздат, 113114, Москва, М-114, Шлюзовая наб., 10

Набрано в Московской типографии № 13 ПО «Периодика» ВО Союзполиграфпрома Государственного комитета СССР по делам издательства, полиграфии и книжной торговли. 107005, Москва, Б-005, Де-нисовский пер., д. 30.

Отпечатано в Ордена Октябрьской Революции и ордена Трудового Красного Знамени Первой Образцовой типографии имени А. А. Жданова Союзполиграфпрома при Государственном комитете СССР по делам издательства, полиграфии и книжной торговли. Москва, М-54, Валовая, 28

© Энергоатомиздат, 1983.

© SNTL — 1983

ПРЕДИСЛОВИЕ

Развитию методов и технических средств электростимуляции органов и тканей в последние годы уделяется большое внимание со стороны ученых, врачей и инженеров. Актуальность этого направления связана с широкими возможностями и высокой эффективностью метода электростимуляционного воздействия для компенсации или замещения утраченных функций организма. Вместе с тем интенсивное развитие этого направления на протяжении последних лет привело к необходимости подытожить и обобщить большой материал по технике и методам электрической стимуляции, поскольку отдельные работы, опубликованные в печати (по большей части медицинские), не дают полного представления о его развитии.

Идея совместного творческого участия советских и чехословацких специалистов в подготовке настоящего издания обусловлена, во-первых, высоким уровнем развития в наших странах техники использования электростимуляции и, во-вторых, тесными научно-техническими связями и творческими контактами, которые вот уже в течение многих лет существуют между нашими ведущими предприятиями и способствуют успешному решению многих проблемных вопросов и задач.

В Советском Союзе, например, хорошо известна продукция, выпускаемая чехословацкими предприятиями «Тесла» и «Хирана». Имплантируемые электрокардиостимуляторы (ЭКС), отличающиеся высоким качеством и надежностью, эндокардиальные электроды, дефибрилляторы, аппараты для электрообезболивания, электронные средства контроля имплантируемых ЭКС и другие изделия пользуются доброй славой не только в ЧССР, но и за ее пределами.

Международное признание получают достижения советских специалистов. В 1981 г. два имплантируемых ЭКС советского производства (ЭКС-111, ЭКС-222) были удостоены золотых медалей на международной Лейпцигской ярмарке. В области же развития электростимуляции скелетной мускулатуры, электростимуляции мочеполовой системы и желудочно-кишечного тракта работы советских авторов носят в ряде случаев приоритетный характер.

К положительным результатам научно-технического сотрудничества между советскими и чехословацкими учеными и инженерами только за последние пять лет можно, в частности, отнести разработку предприятием «Тесла» (г. Валашке Мезиричи) имплантируемых ЭКС на советской элементной базе, решение вопросов унификации в рамках двух стран разъемных соединений имплантируемых ЭКС и элек-

тровод, совместную разработку стандарта СЭВ «Аппараты медицинские. Стимуляторы имплантируемые кардиологические. Общие технические требования. Методы испытаний», утвержденного Постоянной Комиссией СЭВ по стандартизации в декабре 1978 г. в Берлине. Повышению качества и срока службы имплантируемых ЭКС во многом способствовали работы по совершенствованию технологии герметизации корпусов и гермовыводов имплантируемых ЭКС. Расширяется сотрудничество и в других направлениях.

Принимая во внимание изложенное, мы надеемся, что подготовленная совместно специалистами Советского Союза и Чехословакии книга явится хорошим дополнением в развитии научно-технического сотрудничества между нашими странами, будет способствовать повышению научного уровня и качества наших разработок, дальнейшему совершенствованию технической вооруженности советского и чехословацкого здравоохранения.

Первые главы (гл. 1—3), составляющие большую часть настоящей книги, посвящены развитию аппаратуры для электрической стимуляции сердца, анализу актуальных проблем развития данного направления. Это связано с тем, что именно в кардиологии методы электрической стимуляции в настоящее время получили наибольшее развитие и эффективно используются. Достаточно сказать, что по существующим оценкам в условиях современного промышленно развитого государства на каждые 6—7 миллионов жителей ежегодно появляется около 1000 пациентов с тяжелейшими нарушениями сердечного ритма, которые практически не поддаются медикаментозному лечению. Срок жизни таких больных составляет, как правило, не более одного года. Постоянная же электрокардиостимуляция с помощью имплантируемых ЭКС позволяет им вернуться к нормальной трудовой деятельности. Естественно, что вопросам развития этого направления, имеющим большое социальное значение, уделяется и наибольшее внимание.

Наряду с имплантируемыми ЭКС важное место здесь отведено электродам и источникам питания, контрольно-измерительной аппаратуре для наблюдения за их работой и клиническим аппаратам для временной стимуляции сердца, а также аппаратуре для дефибрилляции.

Глава 4 посвящена рассмотрению вопросов электростимуляции скелетной мускулатуры. Актуальность этого материала обусловлена прежде всего широкими возможностями и высокой эффективностью метода электростимуляционного воздействия для компенсации утраченных двигательных функций, в том числе при лечении параличей и парезов, для коррекции движений или выработки специальных двигательных навыков (в спорте или в ситуациях, связанных с деятельностью человека-оператора в экстремальных состояниях), для предупреждения атрофии мышц и для борьбы с гипокинезией, например в условиях длительного пребывания человека в космическом про-

странстве, для тренировки мышц, для выправки осанки при сколиозах и т. д.

Разработке электростимуляторов для мочеполовой системы и желудочно-кишечного тракта посвящены гл. 5 и 6. Результаты исследований, и в первую очередь исследований советских специалистов, позволили подойти к решению широкого круга медицинских проблем, связанных с эффективной терапией и восстановлением утраченных функций мочевого пузыря, желудочно-кишечного тракта, сфинктеров, мочевыводящих путей, с лечением энуреза и многих других серьезных осложнений. Следует отметить, что значение этих работ очень велико еще и потому, что успешное восстановление утраченных функций в этой в некоторой степени интимной сфере способствует восстановлению психического равновесия, позволяет вернуть обществу дееспособного полноценного человека, иначе говоря, имеет большой социальный смысл.

Глава 7 посвящена рассмотрению различных видов электростимуляции в акушерской и гинекологической практике. Стимуляторы эти в большинстве своем еще не получили такого широкого развития, как, например, ЭКС, однако и здесь высокий терапевтический эффект в сравнении с обычными методами лечения не оставляет сомнений в перспективности их дальнейшего развития и клинического применения.

Вопросы обеспечения электробезопасности выделены в самостоятельный раздел (гл. 8). Этим вопросам должно уделяться особое внимание при проектировании электростимуляторов.

Какаясь всей книги в целом, можно отметить стремление авторов выявить и правильно оценить тенденции развития электростимуляции, дать анализ основных методологических концепций, лежащих в ее основе, показать механизмы электростимуляции, дать представления об отдельных технических решениях и подходах к проектированию современных систем и элементов электростимуляционной техники на основе теоретических и экспериментальных данных.

Нам представляется, что в основном это удалось сделать и книга будет полезной и интересной как для инженеров-разработчиков, так и для практических врачей, работающих в этой области.

Р. Угямышев, М. Врана

ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРЫ

1.1. ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРЫ ДЛЯ ПОСТОЯННОЙ СТИМУЛЯЦИИ (ИМПЛАНТИРУЕМЫЕ)

1.1.1. ОСНОВНЫЕ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ СВЕДЕНИЯ

Сердце способно самостоятельно создавать и проводить возбуждение, которое вызывает координированное и ритмичное сокращение его мышечных волокон. Возникновение и проведение возбуждения обеспечиваются специализированной тканью — проводниковой системой сердца. В случаях, когда проводниковая система повреждена, имеется возможность исправить последствия этого повреждения при помощи искусственной электрической стимуляции.

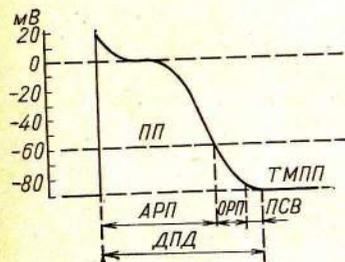


Рис. 1.1. Импульс потенциала действия мышечной клетки желудочка сердца [1]:

ТМПП — трансмембранный потенциал покоя; ДПД — длительность потенциала действия; ПП — пороговый потенциал; АРП и ОРП — абсолютный и относительный рефрактерные периоды; ПСВ — период сверхнормальной возбудимости

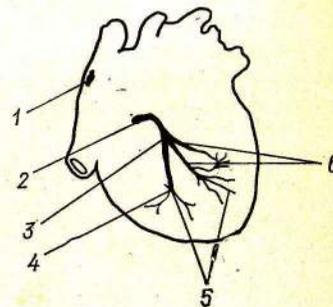
Электрические явления при сокращении мышечных волокон. Если один капиллярный электрод введен внутрь мышечной клетки, а другой, индифферентный, помещен вне ее, то при невозбужденном состоянии клетки регистрируется внутриклеточный отрицательный потенциал -90 мВ, так называемый трансмембранный потенциал покоя — ТМПП. В состоянии покоя клетка поляризована. Воздействие возбуждения на мышечную клетку (например, на клетку мускулатуры желудочка сердца) приводит к деполяризации ее, причем трансмембранный потенциал быстро изменяется от потенциала покоя -90 до $+20$ мВ, а затем постепенно уменьшается, возвращаясь к -90 мВ. Процесс снижения потенциала (так называемая реполяризация) имеет несколько фаз, как показано на рис. 1.1. Кривая изменения внутриклеточного потенциала в целом называется монофазным потенциалом действия.

Форма этой кривой типична для клеток мышечной массы желудочков. У клеток проводниковой системы сердца монофазный потенциал действия существенно отличается по форме. Клетки синусового узла (SA-узла) имеют следующие важные особенности: ТМПП у них меньше (от -60 до -70 мВ); в диастолической фазе ТМПП не остается постоянным, а медленно возрастает.

Возбуждение и пороговый потенциал. Возбуждение сердечной мышцы происходит при условии, если в результате раздражающего воздействия (либо естественного, либо искусственного электрического стимула) снизится трансмембранный потенциал до определенного критического уровня — так называемого порогового потенциала ПП, равного -60 мВ. После деполяризации трансмембранный потенциал имеет большое положительное значение (около $+20$ мВ) и даже сильный стимул не может вызвать отклик. Этот интервал называется абсолютным рефрактерным периодом АРП. На последующем интервале трансмембранный потенциал приближается к пороговому значению, и способность клетки реагировать на стимул постепенно восстанавливается.

Рис. 1.2. Проводниковая система сердца:

1 — синусовый узел; 2 — атриовентрикулярный узел; 3 — пучок Гиса; 4 — правая ножка пучка Гиса; 5 — волокна Пуркинье; 6 — задняя и передняя ветви левой ножки пучка Гиса.



В этот так называемый относительный рефрактерный период ОРП достаточно сильный стимул способен вызвать отклик. Затем наступает краткий период сверхнормальной возбудимости ПСВ, во время которого отклик может быть вызван даже слабым стимулом.

Проводниковая система сердца. Эта система, изображенная на рис. 1.2, состоит из синусового узла (SA-узла), атриовентрикулярного узла (AV-узла), пучка Гиса, правой и левой ножек пучка Гиса и волокон Пуркинье; проводниковая система включает также внутрипредсердные пути (на рис. 1.2 они не показаны) [2].

Возбуждение предсердий и желудочков. В нормальных условиях активностью сердца управляют импульсы возбуждения, возникающие в синусовом узле. Возрастание трансмембранного потенциала в диастолической фазе аналогично возрастанию напряжения на конденсаторе самовозбуждающегося импульсного генератора. Импульсы возбуждения, самопроизвольно возникающие через определенный период в синусовом узле, вызывают деполяризацию предсердий, которая прояв-

ляется на электрокардиограмме как зубец *P*. Приблизительно через 70 мс возбуждение передается по внутрипредсердным путям к атрио-вентрикулярному узлу, где происходит его задержка перед входом в пучок Гиса. Далее возбуждение переходит на обе ножки пучка Гиса и, распространяясь по волокнам Пуркинью, достигает мышечной массы желудочков. Проведение возбуждения по этому электрическому пути происходит намного быстрее, чем по окружающим мышцам сердца. В мышечной массе желудочков возбуждение распространяется от внутренней поверхности к внешней. Здесь происходит деполяризация мышечных волокон желудочков, которая проявляется на электрокардиограмме в виде комплекса *QRS*. Прохождение по ткани электрического возбуждения вызывает ее механическое сокращение.

Ритмическое возбуждение может возникать не только в синусовом узле, но и в центрах, расположенных во многих других точках проводниковой системы сердца. Управление сердцем берет на себя тот центр, который генерирует импульсы возбуждения с наиболее высокой частотой. Собственная частота импульсов возбуждения синусового узла в спокойных условиях приблизительно равна 70 ударам/мин. Другой центр — атриовентрикулярный узел — может генерировать импульсы возбуждения с частотой 50—60 ударов/мин. Желудочковые центры, расположенные в нижних частях проводниковой системы, генерируют импульсы возбуждения с частотой 25—45 ударов/мин.

Нарушения сердечного ритма. При генерации и проведении физиологического возбуждения могут возникать нарушения многих различных типов, которые подробно описаны в медицинской литературе [3, 4]. Цель искусственной стимуляции состоит в том, чтобы в наиболее возможной степени восстановить нормальную функцию сердца.

Широкое применение электрическая стимуляция находит при брадиаритмиях, когда желудочки сердца сокращаются с пониженной частотой. При полной атриовентрикулярной блокаде проведение возбуждения между предсердиями и желудочками полностью нарушено, вследствие чего сокращения предсердий и желудочков происходят независимо. Желудочками управляют медленные желудочковые центры, причем сокращения желудочков могут даже полностью прекратиться (синдром Эдемса — Стокса — Морганьи). При неполных блокадах сокращения желудочков происходят лишь при отдельных циклах возбуждения, когда импульсы возбуждения проводятся к желудочкам; следствием этого также является снижение частоты сокращения желудочков.

При тахикардиях частота сокращения желудочков повышена. Импульсы возбуждения возникают в центрах, возможности которых не используются при нормальной активности сердца, причем могут происходить повторная реализация возбуждения, изменение проведения возбуждения и ускорение генерации импульсов возбуждения. На эти сложные механизмы иногда также удается эффективно воздействовать при помощи электрической стимуляции.

Не исключена возможность и комбинированных бради-тахикардий. В таких случаях электрическая стимуляция может устранить один тип нарушения ритма и способствовать эффективному лечению остальных нарушений фармакологическими средствами.

1.1.2. ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ КАРДИОСТИМУЛЯЦИЯ

Последствия нарушений генерации и проведения возбуждения в сердце можно устранить путем приложения замещающих электрических импульсов стимуляции. Нарушения ритма могут быть преходящими или постоянными. Если исключить временные нарушения ритма, которые можно устранить временной электрокардиостимуляцией при помощи внешнего устройства, то с технической точки зрения наиболее сложную проблему представляют собой преходящие нарушения, так как стимулятор должен оказывать эффективное действие при нарушениях ритма, однако ни в коем случае не должен мешать нормальной сердечной активности.

Еще в XVIII в. было известно, что сердце можно возбудить электрическими стимулирующими импульсами. Амплитуда такого импульса должна превысить определенное пороговое значение, при котором наблюдается специфический отклик сердечной мышцы, а именно ее сокращение. Если пороговое значение превышено, то в результате получается один и тот же отклик независимо от амплитуды импульса.

Явления, происходящие в клетках сердечной мышцы, были описаны выше. Деполяризация происходит при условии, что трансмембранный потенциал снижается на критическое значение, равное пороговому. Пороговым является такой стимул, который может уменьшить трансмембранный потенциал на пороговое значение. На протяжении сердечного цикла трансмембранный потенциал изменяется, причем изменяется также и минимальная амплитуда стимулирующего импульса, требуемая для возбуждения. По окончании реполяризации порог возбуждения принимает малое и постоянное значение.

Если в сердце введен электрод, подсоединенный к генератору стимулирующих импульсов, то электрический ток, образуемый потоком электронов в металлическом проводнике, на границе между электродом и тканью переходит в ионный ток внутри электролита в тканях. В ткани протекает ток, оказывающий влияние на трансмембранный потенциал клеток сердечной мышцы. Ток имеет наибольшую плотность на границе раздела электрод — ткань и быстро убывает по мере удаления от электрода. Это означает, что в ближайшей окрестности электрода раздражение клеток осуществляется импульсами, амплитуда которых сильно превышает порог, а на определенном удалении от электрода лишь достигает порогового уровня. Таким образом возбуждается некоторое критическое число мышечных клеток.

Возбудимость сердца можно описать при помощи параметров электрических импульсов, которые способны вызвать эффективное возбуж-

дение, т. е. деполяризацию и механическое сокращение. Обычно используют кривую Гoorвега—Вейса (называемую также кривой сила—длительность или кривой $I-t$), которая показана на рис. 1.3; она выражает зависимость между диастолической пороговой амплитудой импульса стимулирующего тока I и длительностью приложения импульса стимуляции t .

Кривая Гoorвега—Вейса близка по форме к равносторонней гиперболы, сдвинутой в направлении оси y на постоянное значение, которое выражает порог возбуждения для импульса стимуляции с бесконечно большой длительностью и называется реобазой. При уменьшении длительности импульса порог возбуждения возрастает. Длительность импульса стимуляции, при которой порог возбуждения ровно вдвое больше реобазы, называется хронаксией. Реобазы и хронаксия определяют кривую Гoorвега—Вейса для заданной формы стимулирующего импульса, заданного расположения электродов, направления тока и, конечно, заданного положения стимулирующего импульса по времени в диастолической фазе сердечного цикла.



Рис. 1.3. Кривая Гoorвега—Вейса

Для стимуляции сердца обычно применяют прямоугольные импульсы, причем активный электрод является катодом. При катодной стимуляции (стимуляции отрицательными импульсами) пороги возбуждения обычно бывают ниже, чем при анодной.

Подобно тому как определяют порог возбуждения по току, можно определить порог возбуждения и по напряжению. Кривая зависимости между пороговым напряжением и длительностью импульса несколько отличается по форме от кривой Гoorвега—Вейса для тока. Таким же образом можно определять порог возбуждения для электрического заряда или энергии порогового импульса стимуляции.

Для постоянной электрокардиостимуляции используются исключительно прямые методы, в которых по крайней мере один из электродов находится в непосредственном контакте с сердцем. Применявшиеся первоначально методы с фиксацией электродов на эпикарде или путем частичного погружения их в миокард требовали вскрытия грудной клетки. В настоящее время эти способы установки электродов используются лишь в виде исключения. Однако имеются новые типы миокардиальных электродов, которые могут устанавливаться и без вскрытия грудной клетки; поэтому не исключена возможность, что упрощение хирургической процедуры будет способствовать возврату к более широкому применению миокардиальных электродов.

В настоящее время наиболее распространен способ введения стимуляционного электрода через вены в правое сердце (см. § 1.3). При

долговременной электрокардиостимуляции нужно предотвратить повреждения кожи. Поэтому постоянный ЭКС или по крайней мере его исполнительная часть должны находиться внутри тела пациента.

1.1.3. ТИПЫ ЭКС

В соответствии со способом подачи электропитания современные ЭКС для долговременной стимуляции можно подразделить на три группы.

Электрокардиостимуляторы с собственным источником энергии. Пациенту имплантируется под кожу миниатюрный генератор импульсов, смонтированный в общем корпусе с источником питания. Более высокие технические требования к собственно ЭКС в этом случае оправдываются клиническими преимуществами метода, поэтому тип пользуется безусловным предпочтением. Описание ЭКС этого типа составляет основное содержание последующей части данной главы.

Электрокардиостимуляторы с высокочастотной передачей энергии. Имплантируется только пассивный приемник, который возбуждается внешним генератором. Наружная часть устройства содержит генератор импульсов, управляющий высокочастотным осциллятором.

В ЭКС такого типа возможна как замена источника питания, так и изменение параметров. Имплантируемый приемник имеет простую конструкцию и состоит из пассивных цепей, что создает предпосылки для обеспечения его высокой надежности. Отпадает необходимость в повторных хирургических операциях, которые пока еще приходится делать для замены имплантируемых ЭКС с собственным питанием. Однако управление ЭКС данного типа при помощи импульсов спонтанной сердечной активности затруднительно. Его недостатками также являются необходимость ношения внешнего устройства и влияние сигналов высокочастотных помех. Поэтому высокочастотные ЭКС находят лишь ограниченное применение.

Электрокардиостимуляторы с индуктивной передачей импульсов стимуляции. Стимулирующие импульсы передаются за счет индуктивной связи от внешней катушки, питаемой внешним устройством стимулятора, на имплантированную внутреннюю катушку, подсоединенную к электродам. Широкому распространению этого метода препятствуют неудобства, причиняемые пациенту внешней частью прибора; поэтому он применяется лишь для простых, неуправляемых систем стимуляции. Однако у пациентов с осложнениями после хирургического вмешательства этот метод, как и предыдущий, может при повторных операциях обеспечить решение медицинской задачи.

В отношении временной связи между импульсами стимуляции и проявлениями собственной активности сердца ЭКС подразделяются на две основные группы — неуправляемые (асинхронные) и управляемые. Для управления приборами второй группы чаще всего используют проявления желудочковой активности (ЭКС, управляемые комплексом

QRS электрокардиограммы) или же предсердной активности (ЭКС, управляемые зубцами *P* электрокардиограммы).

Асинхронный ЭКС (с постоянной частотой импульсов)

Такой ЭКС является автономным генератором стимулирующих импульсов. Каждый импульс вызывает деполяризацию мышечных волокон желудочков и их сокращение. Возбуждение предсердий и желудочков происходит асинхронно. При восстановлении предсердно-желудочкового проведения или появлении эктопической активности возникает электрическая парасистолия, т. е. параллельная генерация собственного возбуждения и импульсов стимуляции. Взаимодействие импульсов ЭКС с импульсами спонтанной активности сердца может в принципе вызвать последовательности экстрасистол, желудочковую тахикардию и даже фибрилляцию желудочков. Если импульс стимуляции оказывается в уязвимой фазе спонтанного цикла, то решающее значение имеет отношение амплитуды стимулирующего импульса к текущему значению порога возбуждения. Однако практический опыт показывает, что этот риск остается лишь теоретическим, и такие осложнения пациентам не угрожают. Интерференция ритмов может быть опасной только в тех случаях, когда значительно снижен фибрилляционный порог, например при инфаркте миокарда, вследствие нарушения баланса электролитов или лекарственной интоксикации.

Создание эффективных стимуляционных электродов с малой площадью поверхности позволило снизить энергию выходных импульсов ЭКС. Кроме того, благодаря более точному знанию динамики порога возбуждения удается снижать отношение стимул — порог. Оба эти фактора способствуют уменьшению риска осложнений, обусловленных интерференцией ритмов.

Число применяемых в клинике асинхронных ЭКС по отношению к числу управляемых непрерывно уменьшается по мере снижения потребления энергии управляющей частью и повышения надежности управляемых ЭКС. Тем не менее благодаря простоте, высокой надежности, более низким требованиям к потребляемой энергии (которые соответствуют наибольшей длительности функционирования) и более низкой стоимости асинхронных ЭКС имеются определенные основания для применения таких приборов у пациентов со стабилизированными полными атриовентрикулярными блокадами, особенно в качестве заменяющего ЭКС, после того как доказано, что спонтанный ритм не может восстановиться. При этом также играет роль нечувствительность асинхронных ЭКС к влиянию внешних и внутренних помех, которые всегда ставят под угрозу работу управляемых ЭКС.

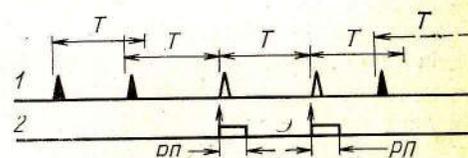
R-запрещающий ЭКС (деманд-ЭКС)

Этим прибором управляют желудочковые потенциалы — комплекс QRS. Один и тот же электрод служит одновременно для отведения импульсов активности желудочков и для нанесения стимулирующих

импульсов. Обычно электрод вводят в верхушечную часть полости правого желудочка. Частота сокращений желудочков определяется интервалами между комплексами QRS. Если интервал RR превышает заданное значение (обозначенное символом *T* на рис. 1.4), то ЭКС генерирует стимулирующий импульс. Если же раньше этого произойдет спонтанная деполяризация (вследствие проведенного или эктопического возбуждения), то прибор оказывается запертым и начинается следующий интервал ожидания с длительностью *T*. Действие ЭКС можно уподобить «дежурной» функции атриовентрикулярного узла, обеспечивающего возбуждение. Прибор гарантирует, что частота возбуждения желудочков не может уменьшиться до уровня ниже заданного значения $f=1/T$. Интервал от последнего спонтанного сокращения до ближайшего стимулирующего импульса не обязательно должен быть равен интервалу между последующими стимулирующими импульсами. Ниже описан прибор с так называемым частотным гистерезисом. Обычно используют положительный гистерезис, при котором интервал меж-

Рис. 1.4. Принцип действия *R*-запрещающего ЭКС:

1 — деполяризация желудочков; 2 — стимулирующие импульсы; ▲ — спонтанная деполяризация; Δ — стимулирующая; РП — рефрактерный период ЭКС



ду спонтанным сокращением и импульсом стимуляции оказывается длиннее, чем интервал между двумя стимулированными сокращениями. Основанием для применения такой закономерности было стремление к тому, чтобы более эффективно использовалась спонтанная активность и при запаздывающем проведении возбуждения из предсердий. Если все же необходима стимуляция, то прибор начинает действовать с более высокой частотой, чтобы компенсировался утраченный вклад сокращения предсердий в насосную функцию сердца. Одной из причин введения частотного гистерезиса было также желание обойти патентное право. Однако теоретически возможная экономия энергии и улучшение гемодинамических характеристик оказались незначительными, и положительный гистерезис может даже способствовать поддержанию возникшей бигеминии. Подробное обсуждение преимуществ и недостатков гистерезиса содержится в работе Фридберга и Баролда [8]. Авторы приходят к заключению, что не положительный, а отрицательный гистерезис мог бы способствовать устранению тахикардических осложнений. Наблюдавшиеся на практике осложнения, обусловленные гистерезисом, описаны в [9]. Большая часть современных ЭКС, запираемых желудочковыми импульсами, не имеет гистерезиса, и интервал запираения от момента восприятия импульса спонтанного возбуждения до следующего импульса стимуляции (интервал убегания) имеет всегда

такое же значение, как и автоматически устанавливаемый интервал между двумя последовательными стимулирующими импульсами.

R-запрещающий ЭКС в течение определенного интервала после стимулирующего импульса остается нечувствительным к входным сигналам. Этот интервал называется рефрактерным периодом ЭКС; он формируется также после обнаружения комплекса *QRS*. Выбор оптимальной длительности рефрактерных периодов после стимуляции и после записания обсуждается в п. 1.1.4.

Главным преимуществом *R*-запрещающего ЭКС является устранение возможности интерференции ритмов. Другое его достоинство — снижение потребления тока от источника питания при спонтанных сокращениях сердца, когда прибор не генерирует стимулирующие импульсы. Для того чтобы прибор обнаруживал комплексы *QRS* внутрисердечных сигналов, он должен быть чувствительным к сигналам с амплитудой порядка нескольких милливольт. При такой чувствительности могут быть восприняты как комплекс *QRS*, так и нежелательные сигналы внешних и внутренних помех. Поэтому при конструировании прибора необходимо учитывать возможность появления сигналов помехи и принимать меры к тому, чтобы под влиянием ошибочного записания не произошло нежелательного прекращения стимуляции.

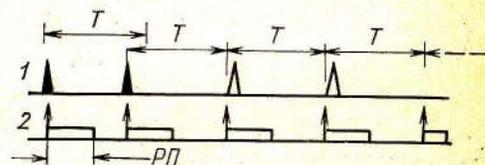
Если спонтанная активность сердца имеет более высокую частоту, чем автономная частота прибора, то прибор остается запертым и не генерирует импульсы. Для того чтобы можно было контролировать частоту прибора в этом состоянии, в конструкции большинства *R*-запрещающих ЭКС предусматривают переключатель с магнитным управлением. При помощи внешнего магнита можно отключить цепи записания, после чего *R*-запрещающий ЭКС продолжает работать как неуправляемый прибор с постоянной заданной частотой (см. гл. 2). Эта контрольная частота в некоторых приборах выше, чем автономная. Основанием для этого является, с одной стороны, стремление облегчить распознавание изменения режима работы прибора и, с другой, желание ограничить возможность интерференции временно неуправляемого прибора со спонтанным ритмом.

R-запрещающий ЭКС возмещает утраченную физиологическую функцию атриовентрикулярного узла или эктопического центра возбуждения и воздействует непосредственно на желудочки. Поэтому такой ЭКС находит наиболее широкое применение. Его можно без риска использовать и в тех случаях, когда его сложная конструкция оказывается излишней и достаточно простого прибора с постоянной частотой импульсов. Ряд фирм выпускает только ЭКС такого типа. Статистические данные по разным странам [10] говорят о непрерывном росте относительного числа *R*-запрещающих ЭКС по сравнению с другими типами. Например, в 1975 г. число имплантированных приборов типа *R*-запрещающих ЭКС составляло во Франции 90,7%, в США 98,4%, в Англии 64,2%, в ФРГ 95,8%.

R-синхронизированный ЭКС (стендбай-ЭКС)

Каждый комплекс *QRS* запускает ЭКС, который сразу же генерирует импульс [2, 11]. Этот импульс попадает по времени на начальный участок абсолютного рефрактерного периода спонтанной деполяризации миокарда и, следовательно, не оказывает стимулирующего действия и не вызывает механического сокращения мышцы. Временные соотношения для этого прибора иллюстрируются на рис. 1.5. Если частота спонтанной активности снизится и прибор не будет в течение определенного времени запущен, то он автоматически будет генерировать импульс на конце заданного интервала *T*. При возрастании частоты спонтанной сердечной активности прибор будет вновь запускаться каждым зубцом *R*. Если интервал между последовательными зубцами *R* окажется короче, чем установленный рефрактерный период прибора *PP*, то ЭКС будет запускаться каждым вторым, каждым

Рис. 1.5. Принцип действия *R*-синхронизированного ЭКС. Обозначения такие же, как и на рис. 1.4



третьим или каким-либо последующим зубцом *R*. Постоянный рефрактерный период прибора обеспечивает ограниченную максимальную частоту, с которой он может вырабатывать импульсы стимуляции в тех случаях, когда запускающие сигналы имеют более высокую частоту. Любые сигналы помехи при этом могут привести к повышению частоты прибора лишь до этого максимального значения. Однако при удлинении рефрактерного периода прибора возрастает вероятность того, что не будут обнаруживаться ранние экстрасистолы, которые могут возникнуть на протяжении этого периода, при этом не исключена возможность генерации импульса в пределах уязвимой фазы цикла возбуждения, вызванного экстрасистолой.

Преимуществами *R*-синхронизированного ЭКС являются снижение вероятности интерференции ритмов, возможность плавного увеличения частоты имплантированного прибора при помощи внешнего источника импульсов и непрерывное отражение информации о функционировании прибора на электрокардиограмме. Однако правильная синхронизация ЭКС комплексом *QRS* не является достаточным критерием для того, чтобы судить, будет ли стимуляция эффективной при снижении частоты спонтанной активности. Недостатки прибора — довольно большое потребление энергии и излишнее повреждение тканей и электродов бесцельно протекающим током. Кроме того, электрокардиографический сигнал постоянно деформируется электрическими импульсами

ЭКС и не может быть использован для обычных диагностических целей.

Патентная защищенность принципа, на котором основана конструкция *R*-запрещающего ЭКС, способствовала тому, что некоторые производители сначала проявили интерес к системам с запуском от зубца *R*. Однако в настоящее время преимущества *R*-запрещающих ЭКС настолько очевидны, что относительное число *R*-синхронизированных ЭКС непрерывно снижается.

P-синхронизированный ЭКС

P-синхронизированный ЭКС заменяет собой проводниковую систему сердца [12]. Он функционирует параллельно с поврежденной проводниковой системой. При помощи одного электрода, расположенного в области предсердий, отводятся потенциалы зубцов *P*, которые представляют собой электрическое проявление сокращения предсердий (рис. 1.6). Эти потенциалы запускают с определенной задержкой ге-

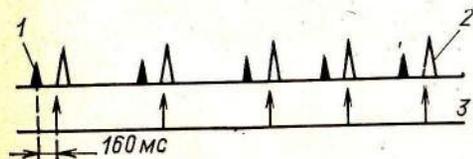


Рис. 1.6. Принцип действия *P*-синхронизированного ЭКС:

1 — деполяризация предсердий; 2 — деполяризация желудочков; 3 — стимулирующие импульсы

нератор импульсов, который посредством другого электрода стимулирует желудочки. Синхронная работа предсердий и желудочков обеспечивает физиологическое управление частотой сердечных сокращений в соответствии с физической нагрузкой, и, кроме того, сохраняется гемодинамический вклад предсердных сокращений. Если частота возбуждения предсердий снижается и становится меньше определенного минимального значения, то ЭКС продолжает стимулировать желудочки асинхронными импульсами с этой минимальной частотой. В случае слишком высокой частоты возбуждения предсердий на работу прибора влияет его рефрактерный период и желудочки стимулируются с безопасной частотой, равной, например, половине частоты возбуждения предсердий. *P*-синхронизированный ЭКС передает на желудочки возможные предсердные аритмии, причем это искусственное предсердно-желудочковое проведение нельзя устранить фармакологическими средствами. При современном уровне техники сложность схемы прибора и более высокое потребление энергии управляющей частью уже не являются слишком серьезными недостатками. Самое существенное препятствие к более широкому распространению ЭКС с предсердным управлением — это необходимость обеспечивать надежное отведение сигналов возбуждения предсердий. Вместо вскрытия грудной клетки, которое раньше было неизбежно при установке прибора, в настоящее время отводящие электроды вводят через средостение, применяют внутрисосудные электроды в форме буквы *J* или фиксированные крюч-

ки. Однако ни один из этих способов не дает вполне надежных результатов. Хотя большинство врачей признают важность предсердного вклада в минутный объем сердца и преимущества предсердно-желудочковой синхронизации, тем не менее приборы с управлением от предсердий применяются лишь в исключительных случаях. Создание надежного предсердного электрода, который можно было бы легко вводить внутрисосудным путем, позволило бы использовать преимущества описанного ЭКС, основанного на физиологических принципах.

Бифокальный ЭКС (с предсердно-желудочковой последовательностью импульсов)

Прибор этого типа содержит два устройства типа *R*-запрещающего ЭКС, управляемых импульсами электрической активности желудочков [13]. Одно устройство стимулирует предсердия, другое — желудочки. Интервал запирания предсердного устройства короче интервала запирания желудочкового на физиологическую атриовентрикулярную задержку. Если спонтанный интервал *RR* длиннее, чем каждый из интервалов запирания, то сначала стимулируются предсердия, а по истечении определенного времени задержки — желудочки. Если спонтанный интервал *RR* имеет промежуточную длину между двумя интервалами запирания прибора, то стимулируются лишь предсердия. Если спонтанный интервал *RR* короче, чем интервал запирания предсердного устройства, то ни одно из устройств не вырабатывает стимулирующих импульсов. Если «атриовентрикулярный интервал» прибора больше, чем действительная задержка атриовентрикулярного проведения у пациента, то не генерируется импульс стимуляции желудочков.

Бифокальный ЭКС можно применять и у пациентов с нарушениями генерации или проведения возбуждения на уровне предсердий (предсердная брадикардия, синусово-атриальная блокада), причем сохраняется синхронная активность предсердий и желудочков. Однако вопрос о том, насколько полезно это сохранение синхронности, остается спорным. Хотя активность предсердий и желудочков синхронна, все же происходит увеличение атриовентрикулярной задержки. Частичным решением этой проблемы является создание набора имплантируемых приборов с разными задержками для каждого конкретного пациента. Возникают также трудности, связанные с предсердным электродом и аналогичные тем, которые возникали в *P*-синхронизированном ЭКС. Кроме того, улучшение гемодинамических характеристик под влиянием предсердно-желудочковой синхронизации в большинстве случаев оказывается незначительным [14].

Орторитмический ЭКС

ЭКС всех описанных выше типов способны восстановить нормальные условия работы сердца при брадиаритмиях, но не тахикармиях. *R*-запрещающий ЭКС при тахикармиях запер-

БИБЛИОТЕКА
ХИРЕ
ИНВ. № 939684

вообще не функционирует; в случае асинхронного ЭКС возникает интерференция его импульсов с импульсами собственного учащенного ритма сердца. Для стимуляции сердца при тахикардии был предложен орторитмический ЭКС (орторитмия — правильный, нормальный ритм) [15, 16]. Такой адаптирующийся прибор непрерывно препятствует развитию тахикардии и снижает частоту сердечбиений; это достигается тем, что прибор определяет частоту спонтанного сердечного ритма и при возникновении тахикардии начинает генерировать стимулирующие импульсы несколько более высокой частоты, чем спонтанные сердечбиения. Таким образом, ЭКС берет на себя управление желудочковыми сокращениями, навязывает желудочкам свою частоту, а затем начинает постепенно снижать эту частоту, приближая ее к нормальной. Если эта последовательность действий завершается успешно, то ЭКС может перейти на *R*-запрещающий режим. Если же в процессе снижения частоты возникает собственное сокращение желудочков, предшествующее стимулированному, то ЭКС снова повышает частоту генерируемых импульсов, пока к нему опять не перейдет управление ритмом, и попытка снизить частоту повторяется. Управляемая таким способом стимуляция желудочков может подавить импульсы возбуждения, исходящие из эктопического очага в мышечной массе желудочков, и тем самым устранить желудочковую тахикардию. Электрофизиологические предпосылки, определяющие результативность описанного метода стимуляции, пока еще не установлены точно и являются предметом исследования.

Предлагаемое номенклатурное обозначение ЭКС

Наличие многочисленных изготовителей ЭКС привело к тому, что нередко для приборов с одинаковыми функциями применяются разные названия. Для устранения терминологической путаницы в [17] была предложена нижеприведенная система обозначений, позволяющая функционально описать как уже существующие приборы, в том числе наиболее сложные, так и гипотетические варианты, которые, возможно, появятся в будущем (табл. 1.1).

Идентификационный код состоит из трех букв, смысл которых объясняется ниже.

Первая буква обозначает стимулируемую часть сердца: *V* — стимуляция желудочков, *A* — стимуляция предсердий, *D* — стимуляция и желудочков, и предсердий.

Вторая буква обозначает часть сердца, от которой отводятся потенциалы спонтанной электрической активности: *V* — от желудочка, *A* — от предсердия, *D* — от предсердия и от желудочка.

Третья буква обозначает способ управления ЭКС: *I* — выходной сигнал прибора запирается (блокируется) отводимыми потенциалами спонтанной активности, *T* — выходной сигнал прибора запускается отводимыми потенциалами спонтанной активности.

Таблица 1.1. Номенклатурное обозначение ЭКС

Стимуляция	Отведение	Управление	Метод	Другие применяемые обозначения
V	O	O	Стимуляция желудочков без отведения потенциалов	Асинхронный, с постоянной частотой, fixed rate
A	O	O	Стимуляция предсердий без отведения потенциалов	Предсердный асинхронный, atrial fixed rate
D	O	O	Стимуляция предсердий и желудочков без отведения потенциалов	Предсердно-желудочковый последовательный с постоянной частотой (асинхронный)
V	V	I	Стимуляция желудочков с отведением потенциалов от желудочков и с запираем	Запираемый желудочками, <i>R</i> -запрещающий, блокируемый зубцом <i>R</i> , управляемый зубцом <i>R</i> , demand, ventricular inhibited, <i>R</i> inhibited, <i>R</i> blocking
V	V	T	Стимуляция желудочков с отведением потенциалов от желудочков и с запуском	Запускаемый желудочками, <i>R</i> -синхронизированный, запускаемый зубцом <i>R</i> , управляемый зубцом <i>R</i> , standby, ventricular triggered, <i>R</i> triggered
V	A	T	Стимуляция желудочков с отведением потенциалов от предсердий и с запуском	Предсердно-синхронный, предсердно-синхронизированный, предсердно-желудочно-синхронный, <i>P</i> -синхронизированный, atrial synchronous
D	V	I	Стимуляция предсердий и желудочков с отведением потенциалов от желудочков и с запираем	Бифокальный последовательный деманд, предсердно-желудочковый последовательный

Если на соответствующей позиции этого трехзначного идентификационного кода нельзя поставить ни один из перечисленных символов, то на этой позиции употребляют букву О.

Примеры применения предлагаемой терминологии:

ЭКС-222, (СССР); Медтроник 5951 (США) — R-запрещающие	VVI
ЭКС-111 (СССР); Тесла LSK100 (ЧССР) — асинхронные	VOO
ЭКС-320 (СССР); Кордис «Атрикор» (США) — P-синхронизированные	VAT
Биотроник IRP-44 (ФРГ) — R-синхронизированные	VVT

1.1.4. ОСНОВНЫЕ ПАРАМЕТРЫ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ ЭКС

Имплантируемый ЭКС присоединяется к биологическому объекту своим выходным электродом, а в случае управляемых приборов — и своим входным электродом. Выходные импульсы прибора должны при любых обстоятельствах превышать диастолический порог возбуждения. Управляющая часть ЭКС должна надежно отличать проявления спонтанной сердечной активности (чаще всего — активности желудочков) от других сигналов, которые поступают на отводящий электрод.

Выходные параметры

Амплитуда и длительность стимулирующих импульсов. Легче всего при помощи простых схем генерировать прямоугольные импульсы. Хотя были опубликованы работы, в которых доказываются преимущества треугольных [18] или экспоненциально возрастающих [19] импульсов для стимуляции сердца, практически во всех ЭКС используются импульсы прямоугольной формы.

Стимулирующий импульс может быть одно- или двухфазным. В случае однофазного импульса ток стимуляции на протяжении всего периода течет в одном направлении. Импульсный ток оказывает такое же электрохимическое воздействие, как и длительный постоянный ток, равный среднему значению импульсного тока, и часто приводит к разрушению анодного электрода. Поэтому большинство производителей ЭКС применяют двухфазный импульс, который формируется в результате заряда и разряда конденсатора (см. описание электрических схем в п. 1.1.5). Ток, который на протяжении периода генерации импульса течет через сопротивление нагрузки, возвращается в обратном направлении во время интервала между импульсами, так что постоянная составляющая результирующего тока равна нулю. Однако в ткани возникает ионный ток, зависящий от плотности протекающего тока, которая при стимуляции отрицательным импульсом оказывается больше. Поэтому при использовании емкостной связи на выходе ЭКС также может происходить электрохимическое повреждение анодного электрода, если этот электрод изготовлен не из инертного металла (платины). При униполярной схеме электродов (см. § 1.3) анодный

электрод чаще всего представляет собой металлическую пластинку, образующую часть поверхности ЭКС. Если площадь электрода достаточно велика (несколько квадратных сантиметров), то указанными электрохимическими явлениями можно пренебречь и при использовании электродов, сделанных не из благородного металла.

Следует отметить, что в медицинской литературе обычно применяемый импульс на выходе схемы с емкостной связью иногда называют «однофазным», так как у него положительная амплитуда тока значительно меньше, чем отрицательная.

Соотношение между пороговым током и длительностью стимулирующего импульса для данной системы стимуляции описывается кривой Гоорвега — Вейса. Измеренная аналогичным образом зависимость для порогового напряжения имеет иную форму. Это различие обусловлено комплексным характером выходного сопротивления электрической схемы стимуляции. Для выбора оптимального стимулирующего импульса важна зависимость энергии импульса от его длительности. Типичные кривые этих зависимостей показаны на рис. 1.7.

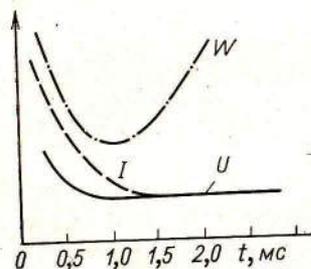


Рис. 1.7. Зависимость пороговых значений тока I , напряжения U и энергии W стимулирующего импульса от его длительности

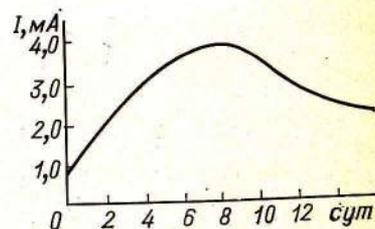


Рис. 1.8. Изменение порогового тока стимуляции в период времени после введения внутрисердечного электрода

Оптимальное использование ограниченного запаса энергии источника питания в имплантированном приборе достигается при стимулирующих импульсах с минимальной энергией. Поэтому целесообразно выбрать длительность стимулирующего импульса, отвечающую минимуму кривой пороговости этому условию соответствует длительность 0,5—1 мс.

Непосредственно после имплантации пороги возбуждения низки, в последующий период они возрастают. Типичная кривая изменения порогового тока показана на рис. 1.8.

Основной причиной повышения порога возбуждения является образование фиброзной ткани около электрода. Для электрода, погруженного в глубину миокарда, характерно монотонное изменение порога.

В случае применения эндокардиальных электродов обычно после их введения в месте соприкосновения с миокардом возникает отек, в результате чего происходит резкое повышение порога. В этот период стимуляция может временно прекращаться из-за недостаточной амплитуды импульса прибора при повышенном пороге возбуждения. По окончании острых процессов порог возбуждения снова снижается. Как у миокардиальных, так и у эндокардиальных электродов установившееся значение порога через 2—3 недели после имплантации остается относительно постоянным.

Стимулирующий импульс должен иметь такую амплитуду, которая превышает начальное увеличенное значение порога непосредственно после имплантации, а также сохраняет надпороговое значение к концу срока службы прибора, когда падает напряжение источника питания.

Оптимальной считается выходная амплитуда, в любых условиях примерно вдвое превышает значение порога. Исходя из этого, некоторые изготовители ЭКС предусматривают возможность изменения выходных параметров имплантированного прибора при помощи неинвазивных средств. Применявшаяся раньше подкожная игла, которой можно было вращать движок потенциометра в приборе, была заменена устройством с магнитной связью [20]. Поворот внешнего постоянного магнита заставляет поворачиваться магниты в ЭКС, которые посредством передаточного устройства устанавливают в надлежащее положение потенциометр. Этот потенциометр регулирует длительность импульса, так что имеется возможность увеличить ее на минимальное требуемое значение. Аналогичный результат можно получить при помощи серии импульсов, которые передаются индукционным способом от внешнего программного устройства через кожу на имплантированный ЭКС. Таким образом выходная амплитуда или частота прибора переключается на одно из нескольких предусмотренных значений [21]. Известны также попытки сконструировать выходную цепь ЭКС в виде адаптивной системы, которая самостоятельно настраивается точно на надпороговую амплитуду [22]. При разработке всех этих систем преследовалась цель снизить потребление энергии от источника питания и за счет этого увеличить время его функционирования. Однако реализация этого требует повышения сложности электронных цепей, в связи с чем снижается надежность и может увеличиться объем прибора. За исключением применений, в которых необходимо иметь возможность наблюдать за изменением порога возбуждения (например, при фармакологических исследованиях), такие приборы пока не обладают неоспоримыми преимуществами перед приборами с заданными постоянными выходными параметрами и современными источниками питания.

В настоящее время обычно применяют амплитуду напряжения стимулирующего импульса ЭКС в пределах 4—6 В и амплитуду тока не более 10 мА.

Частота следования стимулирующих импульсов. Частота импульсов имплантируемых ЭКС обычно устанавливается приблизительно равной 70 имп./мин. Аналогично регулированию выходной амплитуды в некоторых ЭКС предусмотрена также возможность неинвазивно изменять установленную частоту импульсов. Возможность изменения частоты неинвазивным способом может приобрести большее значение в будущем по мере развития источников питания с большим сроком службы. Для долгодействующего ЭКС желательно будет предусмотреть возможность установки оптимальной частоты в соответствии с изменением состояния пациента.

С клинической точки зрения важную роль играет зависимость частоты ЭКС от напряжения источника питания. У большинства ЭКС при понижении напряжения источника питания снижается и частота. К концу срока службы прибора уменьшение частоты указывает пациенту и врачу на соответствующее состояние источника питания и необходимость его замены. Согласно СТ СЭВ 1453-78 снижение питающего напряжения на 20% исходного значения должно вызывать снижение частоты на 6—10 имп./мин. Чтобы при пониженном напряжении источника питания сохранялась эффективность стимуляции, уменьшение амплитуды можно компенсировать увеличением длительности стимулирующих импульсов. У ЭКС с «энергетической компенсацией» при снижении напряжения источника питания длительность импульсов становится больше (см. гл. 2). Вместе с тем такое изменение еще одного параметра служит подтверждением информации о состоянии источника питания, о котором можно судить по снижению частоты.

Входные параметры

Амплитуда и форма входного сигнала. На практике наиболее широко применяется *R*-запрещающий ЭКС, запираемый потенциалами электрической активности желудочков (VVI). Управляющая часть та-

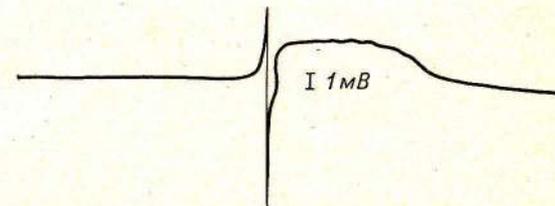


Рис. 1.9. Типичный внутрисердечный сигнал (отведенный из области верхушки полости правого желудочка)

кого прибора должна отличать проявления желудочковой активности — комплексы *QRS* — от остальных составляющих внутрисердечного сигнала (зубцов *P* и *T*). Типичная форма внутрисердечного сигнала, отводимого стимуляционным электродом, показана на рис. 1.9.

В [23] приведены следующие параметры, измеренные в 59 острых и 37 хронических случаях (табл. 1.2)

Таблица 1.2

Параметр	Острые случаи			Хронические случаи		
	Среднее значение	Стандартное отклонение	Диапазон разброса	Среднее значение	Стандартное отклонение	Диапазон разброса
Амплитуда, мВ	12,5	5,6	2,0—36,4	10,5	4,2	3,9—26,0
Кругизна, В/с	3,1	1,5	0,9—8,1	1,5	0,8	0,5—3,8

В Институте клинической и экспериментальной медицины (г. Прага) были проведены измерения с целью определения границы для различения комплексов QRS и зубцов T. Измеренный сигнал аппроксимировали кривой, состоящей из отрезков прямой линии, как показано на рис. 1.10 [24]. Амплитуды и длительности отдельных участков

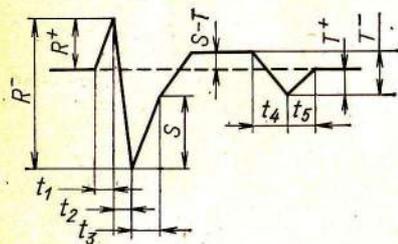


Рис. 1.10. Аппроксимация внутрисердечного сигнала ломаной прямой линией

были представлены графически как координаты точек (рис. 1.11). Путем соединения граничных точек можно получить области комплекса QRS и зубца T (вместе с наклонным участком ST). В качестве обобщенных статистических характеристик были выбраны аппроксимационные прямоугольники, стороны которых определялись следующим образом:

для комплексов QRS

амплитуды: среднее значение — стандартное отклонение;

длительности: среднее значение + стандартное отклонение;

для зубцов T

амплитуды: среднее значение + стандартное отклонение;

длительности: среднее значение — стандартное отклонение.

Было найдено, что области комплексов QRS и зубцов T отделяются одна от другой, что обеспечивает возможность выбора надлежащих характеристик различающих цепей ЭКС.

Указанные величины были выбраны таким способом для того, чтобы охарактеризовать менее благоприятные случаи, когда различение комплекса QRS и зубца T оказывается затруднительным. Соответствующие области на рис. 1.11 заштрихованы. Кроме этих величин, найденных статистическим методом, на графике в заданной системе

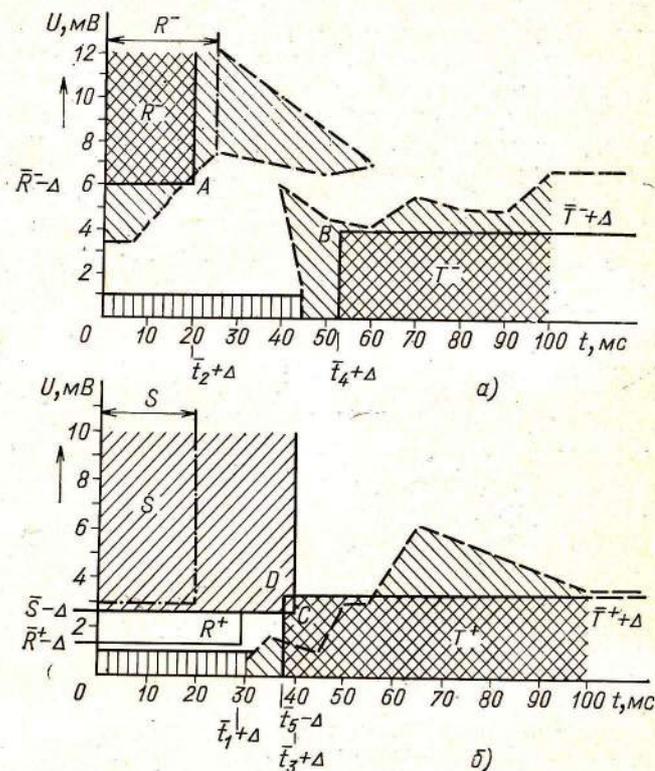


Рис. 1.11. Диаграммы амплитуд и длительностей для нисходящих (а) и восходящих (б) участков внутрисердечного сигнала:

- область действительных значений;
- аппроксимационные прямоугольники

координат изображены также точки с самыми малыми или самыми большими значениями амплитуды или длительности, которые отображают необычные формы электрокардиографического сигнала, встретившиеся при измерениях. Эти точки на рис. 1.11 соединены прямыми, которые образуют область неправильной формы, определяющую гра-

ницы всех величин, измеренных на практике. Очевидно, указанная область может выглядеть иначе для другой группы пациентов (так как экстремальные параметры являются случайными), тогда как статистические характеристики лишь незначительно зависят от характеристик конкретных пациентов.

На рис. 1.11,а представлены амплитуды и длительности для нисходящих участков внутрисердечного сигнала, а на рис. 1.11,б — то же для восходящих участков сигнала. У границ прямоугольных областей указаны статистические величины, а именно среднее значение плюс или минус стандартное отклонение. На рис. 1.11,а точка А определяет область нисходящих участков комплекса QRS, точка В — область нисходящих участков комплекса QRS для величин S, указанных на рис. 1.10, а точка D — область восходящих участков зубца T. На рис. 1.11,б указана также область статистических величин восходящих участков зубца R, обозначенная символом R⁺. Эта область на практике не играет важной роли, так как цепь различения ЭКС реагирует на зубец S (участок t₃ на рис. 1.10), поскольку обрабатываются восходящие участки электрокардиографических сигналов, так что угловая точка области R⁺ не указана.

Еще одна область, амплитуда которой меньше 1 мВ, заштрихована на рис. 1.11 вертикальными линиями. Электрокардиографические сигналы или их части с амплитудой, не превышающей этот уровень, не удается надежно оценить, так как в данном интервале амплитуд появляются сигналы помехи (например, потенциалы скелетных мышц), которые могут привести к ошибкам определения внутрисердечного сигнала.

Как и любой источник сигналов, электрод, отводящий внутрисердечный сигнал, обладает определенным внутренним сопротивлением. При протекании тока стимуляции полное сопротивление электрода значительно ниже, чем внутреннее сопротивление электрода как источника сигнала. В обоих случаях сопротивление содержит наряду с активной также и реактивную (емкостную) составляющую.

В [25] приведены следующие данные:

Площадь электрода	Сопротивление при протекании тока 2 мА	Внутреннее сопротивление источника сигналов
10 мм ²	800 Ом	3500 Ом
4 мм ²	1100 Ом	8000 Ом

Для активной составляющей полного внутреннего сопротивления источника сигналов с электродами из разных материалов площадью 30 мм² при измерениях, проведенных в Институте клинической и экспериментальной медицины (г. Прага), были получены значения в пределах от 520 до 2450 Ом.

При конструировании входной части ЭКС нужно учитывать внутреннее сопротивление источника сигналов, соответствующего данному отводящему электроду, и выбирать полное входное сопротивление,

превышающее это сопротивление на определенное значение. Низкое полное входное сопротивление ЭКС (около 2000 Ом) может явиться причиной уменьшения надежности запирания [26]. Наличие емкостной составляющей полного внутреннего сопротивления источника сигналов приводит к тому, что при нагружении электрода чисто активным сопротивлением возникает простой фильтр верхних частот и внутрисердечный сигнал на нагрузке приближается по форме к производной отводимого потенциала.

Частотный спектр комплекса QRS лежит в пределах диапазона 10—100 Гц. В [27] рекомендуются следующие оптимальные значения наклона амплитудно-частотных характеристик усилителя ЭКС:

Для частот, Гц	дБ/октаву
Ниже 25	+ 12
От 25 до 150	+ 6
Выше 150	- 18

Чувствительность ЭКС определяется как минимальная амплитуда сигнала заданной формы, которая способна вызвать отклик прибора. У R-запрещающего ЭКС (VVI) откликом является начало формирования интервала запирания, а у R-синхронизированного (VVT) — запуск генерации стимулирующего импульса. Сигнал, при помощи которого измеряется чувствительность прибора, должен быть близок по своим характеристикам к комплексу QRS. Разные изготовители приборов

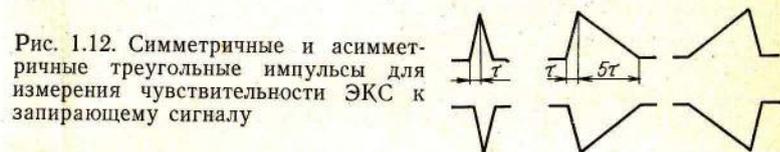


Рис. 1.12. Симметричные и асимметричные треугольные импульсы для измерения чувствительности ЭКС к запирающему сигналу

используют различные пробные сигналы. Обычно применяются импульсы прямоугольный с длительностью 45 мс, в форме синусоидальной полуволны с частотой 25 Гц, в форме функции sin² с длительностью 40 мс или же треугольный. Ассоциацией нового медицинского оборудования (Association for Advanced Medical Instrumentation) в качестве стандартного импульса для сравнительных исследований был предложен прямоугольный импульс с длительностью 45 мс [28]. Однако такой импульс фактически является наименее подходящим, так как имеет слишком большую крутизну фронта и спада. Это не позволяет проверять работу цепей различения ЭКС.

Исследования, проведенные в Институте клинической и экспериментальной медицины (г. Прага) [24], показали, что имеются два наиболее важных параметра внутрисердечного сигнала — это амплитуда и крутизна. В качестве тестового сигнала целесообразно применять симметричные и асимметричные треугольные импульсы (рис. 1.12).

Асимметричные импульсы могут иметь длительность фронта в 5 раз большую, чем длительность спада. Преимущественное использование таких импульсов обосновывается следующими соображениями. Цепи различения ЭКС должны реагировать на внутрисердечный сигнал при различных значениях его амплитуды, в том числе минимальных. Однако могут встретиться сигналы, амплитуда которых в 20 раз превышает требуемую чувствительность прибора. Поскольку усилитель прибора имеет большой коэффициент усиления (около 60 дБ) при малом напряжении питания, выходной каскад усилителя в этих случаях достигает насыщения. Внутрисердечный сигнал может иметь участок с большой амплитудой и малой крутизной, за которым следует крутой участок, при этом линейный анализ спектра сигнала и передаточной функции схемы можно использовать лишь в ограниченных пределах, так как характеристики усилителя оказываются в нелинейной области. Поэтому предложенные цепи различения были исследованы при помощи асимметричных импульсов с пологим фронтом и крутым спадом.

Для оценки цепей различения была введена «характеристика записания» [24]. При ее графическом построении по оси x откладывают длительности фронта и спада импульса записания, а по оси y — минимальную амплитуду, необходимую для записания.

На рис. 1.13 показаны характеристики записания различных ЭКС. При использовании асимметричных импульсов более четко выявляются характерные свойства, отличающие один прибор от другого. При клиническом применении приборов указанных типов возникли проблемы, связанные с записанием ЭКС, что подтвердило найденные различия в их свойствах.

Характеристики записания дают возможность оценить, как прибор различает комплексы QRS и зубцы T ; для этого нужно перенести на один и тот же график области комплексов QRS и зубцов T (см. рис. 1.11).

Рефрактерный период прибора. Результатом применения одного и того же электрода для отведения потенциалов и для стимуляции является то, что кроме зубцов P и T на отводящий электрод воздействует и напряжение поляризации, которое возникает при прохождении стимулирующих импульсов через границу ткань — электрод. По окончании протекания тока стимуляции на входе ЭКС остается напряжение поляризации, которое постепенно снижается. Реакция прибора на это напряжение, амплитуда которого на три порядка больше номинальной чувствительности прибора, зависит от конструкции электронных входных цепей ЭКС. Было найдено, что может даже произойти нежелательное записание [29, 30]. Входной усилитель прибора достигает состояния насыщения, а затем медленно возвращается к исходному рабочему состоянию. Вследствие этого прибор оказывается неспособным воспринимать сигналы, появляющиеся вскоре после собственного импульса прибора. Напряжение поляризации зависит от амплитуды стимулирующего тока, материала электрода и от других

электрохимических характеристик перехода ткань — электрод. Время возвращения усилителя к исходному рабочему состоянию определяется совместным действием всех этих факторов. Однако напряжение на входе усилителя имеет еще одну переменную составляющую, обусловленную зарядом конденсатора выходной цепи. Все эти нежелательные явления, возникающие из-за того, что отведение потенциалов и стимуляция осуществляются одним и тем же электродом, в своем совместном действии не должны выходить за определенные допустимые пределы. Поэтому целесообразно блокировать входную часть усилителя после генерации стимулирующего импульса и тем самым установить постоянный рефрактерный период прибора, в течение которого прибор остается нечувствительным к внешним сигналам.

Выбор указанного рефрактерного периода *после стимулирующего импульса* основан на следующих физиологических критериях. Запирание прибора может быть вызвано ранними, гемодинамически неэффективными экстрасистолами. Это приводит к снижению частоты прибора, причем выявляемый гемодинамически пульс замедляется, так как время наполнения желудочков становится недостаточным. Желательно, чтобы рефрактерный период прибора исключил возможность отведения ранних экстрасистол, связанных по типу бигеминии. С этой точки зрения рефрактерный период длительностью до 200 мс оказывается слишком коротким, а длительность 400 мс вполне удовлетворяет предъявляемым требованиям; в [31] рекомендуется длительность 350 мс.

Если интервал, отделяющий бигеминически связанные экстрасистолы от комплекса QRS стимулированного сердцебиения, увеличивается, то экстрасистола постепенно становится гемодинамически эффективной. Этот переход имеет плавный характер. Слишком длинный рефрактерный период прибора может привести к тому, что эти экстрасистолы не будут обнаружены и стимуляция будет осуществляться с автономной частотой прибора. Однако частота сердцебиений пациента при этом вдвое выше, и возникающая в результате этого тахикардия (с частотой сердцебиений 120—140 ударов/мин) обычно влечет за собой сердечную декомпенсацию. Такое осложнение является более тяжелым, чем возможное замедление пульса, описанное выше; поэтому представляется оптимальной длительность рефрактерного периода прибора в пределах от 250 до 350 мс. Можно допустить и более короткий рефрактерный период. Например, при его длительности 200 мс пульс замедлился бы не более чем с 75 до 60 ударов/мин.

Выбор рефрактерного периода *после записания* основан на иных критериях. Этот интервал нечувствительности после обнаружения комплекса QRS должен обеспечивать различение комплексов QRS и зубцов T . Его выбор, однако, оказывается затруднительным, если учесть возможность появления ранних экстрасистол. Поэтому представляется более целесообразным осуществлять это различение на основе оценки крутизны и амплитуды при помощи выбранных надлежащим

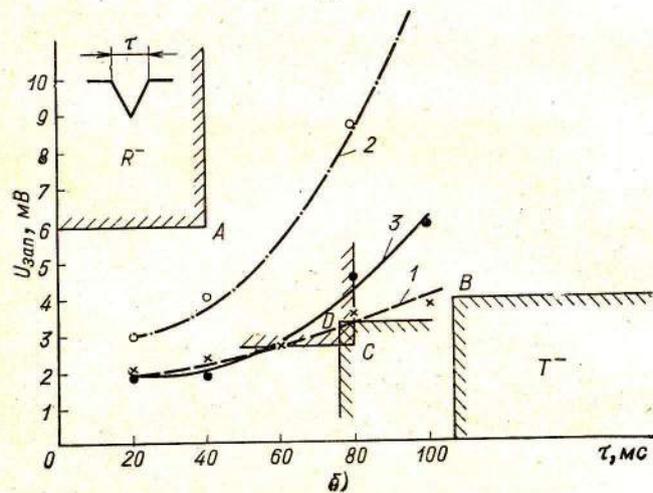
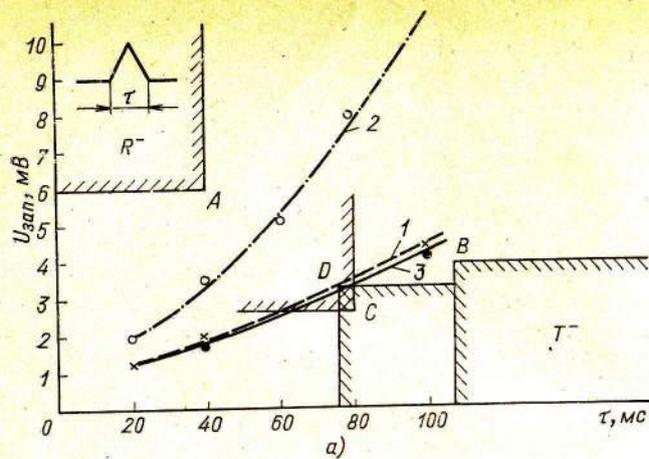
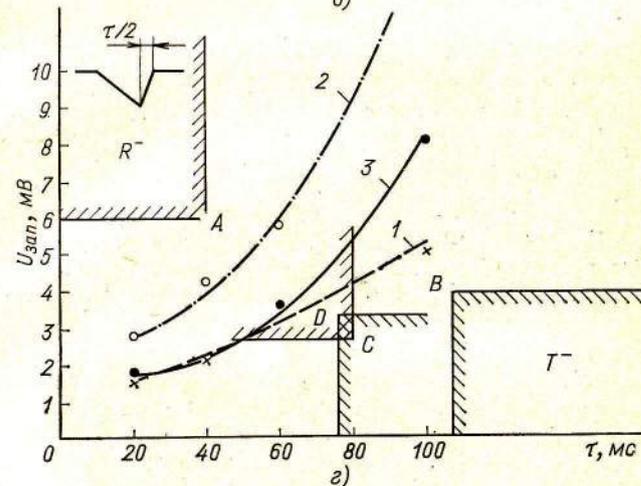
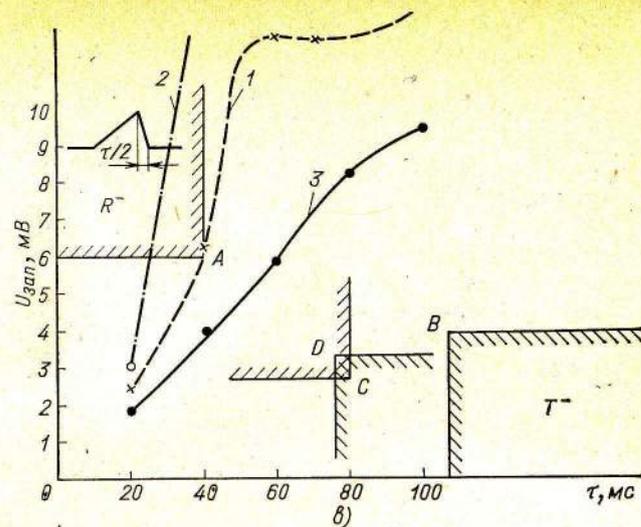


Рис. 1.13. Характеристики записания ЭКС фирмы «Медтроник» модель 5942 (1), модель 5945 (2) и фирмы «Тесла» LSK 201 (3), измеренные при помощи симметричных (а, б) и асимметричных (в, г) импульсов: А — D — вершины аппроксимирующих областей для комплексов ORS и зубцов T, обозначенные в соответствии с рис. 1.11

образом характеристик записания. Желательно, чтобы прибор записался и ранними extrasистолами; поэтому рефрактерный период после записания должен быть коротким.

Сигналы помехи

Из принципов, на которых основан R-запрещающий ЭКС (VVI), вытекает возможность нежелательного записания прибора под дей-



ствием внешних и внутренних сигналов помехи и, следовательно, прекращения стимуляции. Напряжение помехи может передаваться непосредственно на прибор индуктивным способом или же может передаваться на вход ЭКС через электрод. Практические преимущества униполярной электродной системы преобладают над ее недостатками в отношении восприятия сигналов помехи. В биполярной системе, где оба провода расположены очень близко один от другого, очень мала площадь контура, на котором могут индуцироваться напряжения помехи. В униполярной системе площадь контура намного больше, а поэтому и индуцированное напряжение примерно в 50 раз выше.

Фильтрация наиболее распространенного сигнала помехи с частотой 50 Гц затруднительна, так как спектр комплекса QRS содержит и эту частотную область. Селективный фильтр может найти применение во внешнем приборе, в котором не слишком ограничено допустимое число составных частей. Поэтому более целесообразно снабдить ЭКС реверсивной цепью, которая в тех случаях, когда сказывается влияние напряжения помехи, обеспечивает продолжение работы прибора в режиме асинхронной стимуляции.

Запирание R -запрещающего ЭКС может быть вызвано импульсными магнитными полями с низкой частотой (равной нескольким герцам), которые возникают, например, при электросварке, в непосредственной близости от медленно вращающегося двигателя или магнитной мешалки без защитных приспособлений. Поскольку спектр этих помех близок к спектру внутрисердечного сигнала, обеспечить защиту от них трудно. Но для большинства пациентов такие помехи встречаются очень редко.

В настоящее время существует мнение, что опасность влияния внешних помех и интерференции ритмов при асинхронном режиме стимуляции была в прошлые годы преувеличена. В [32] приведены данные, согласно которым в наблюдаемой группе из 2200 пациентов при использовании примерно втрое большего числа ЭКС лишь в десяти случаях на прибор оказала влияние электромагнитная интерференция, причем ни в одном из этих случаев не возникли тяжелые осложнения.

В униполярных ЭКС, заключенных в металлический корпус, может иногда происходить нежелательное запирание под влиянием миопотенциалов, возникающих при мышечной активности. Чаще всего это связано с сокращением грудных мышц, так как генерируемые ими миопотенциалы воздействуют на диполь, образованный индифферентным и стимуляционным электродами. Амплитуды электромиограммы, отводимой стимуляционными электродами, лежат в пределах от значений меньше 0,5 мВ до значений больше 10 мВ. Ее частотный спектр заключен приблизительно между частотами 30 и 2000 Гц, причем пики с наиболее высокой амплитудой обычно имеют основную частоту 50—70 Гц. Линейная фильтрация не способна подавить нежелательные миопотенциалы, так как их спектр перекрывается со спектром внутрисердечного сигнала. В [33] описано решение этой проблемы при помощи «интерференционной реверсии». С целью исключения влияния миопотенциалов более целесообразно применять биполярные стимуляционные электроды.

1.1.5. ТЕХНИЧЕСКОЕ ИСПОЛНЕНИЕ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ ЭКС

Прибор, имплантированный в тело человека, работает в агрессивной среде (жидкости тела), имеет ограниченные энергетические ресурсы и должен обладать очень высокой надежностью с учетом

того, что ремонт его невозможен. Таким образом, при конструировании электронных цепей имеется много ограничивающих требований наряду с требованием правильного функционирования прибора.

Главным требованием является минимальное количество потребляемой энергии. Ограниченность размеров ЭКС и требование высокой надежности также обуславливают необходимость минимизации числа составных частей прибора, поскольку он состоит из дискретных элементов. Однако при использовании гибридных или монокристаллических интегральных схем сложность электронных цепей не оказывает решающего влияния на размеры ЭКС.

Электрокардиостимулятор состоит из нескольких функциональных блоков. Наиболее простой по конструкции асинхронный прибор состоит из генератора импульсов и выходной цепи. Управляемый ЭКС кроме генератора импульсов и выходной цепи содержит еще усилитель биопотенциалов и цепи управления. Обычная схема выходной цепи ЭКС показана на рис. 1.14, а. После отпирания транзистора VT

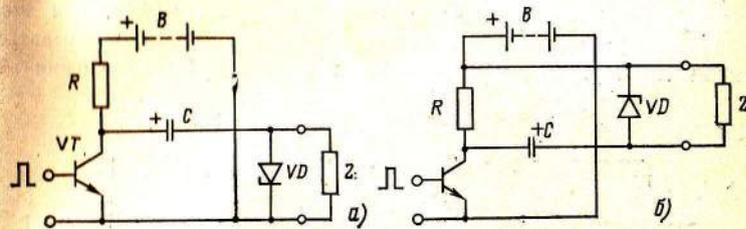


Рис. 1.14. Обычная схема выходной цепи (а) и модифицированная схема выходной цепи (б) ЭКС

заряженный конденсатор C разряжается через полное сопротивление ткани Z . В промежутке между импульсами конденсатор заряжается от источника B через сопротивление R . Полное сопротивление ткани Z содержит как активную, так и емкостную составляющую и имеет нелинейный характер (см. § 1.3). У электродов с площадью около 30 мм² активная составляющая обычно находится в пределах от 300 до 500 Ом, а у малоразмерных электродов (с площадью около 10 мм²) — в пределах от 500 до 600 Ом при использовании импульсов с амплитудой 6,5 В. При меньших амплитудах активная составляющая у малоразмерных электродов достигает 900 Ом при пороговых амплитудах около 1 В. Тканевое полное сопротивление можно приблизительно представить в виде различных RC -цепочек. В [34] приведена типичная эквивалентная схема, в которой нелинейные элементы заменены постоянными резисторами и конденсаторами, как показано на рис. 1.15. Переключающий транзистор может также работать в качестве элемента, ограничивающего выходной ток, если выбрать ток базы таким образом, чтобы при заданном выходном токе транзистор был

вблизи состояния насыщения. При низком сопротивлении нагрузки выход ЭКС обладает свойствами источника постоянного тока. К выводам подсоединяется стабилитрон VD (диод Зенера), который предохраняет ЭКС от повреждения при разряде дефибриллятора (см. рис. 1.14). Это ограничивает напряжение на выводах прибора в тех случаях, когда приходится подвергать дефибрилляции пациента с имплантированным ЭКС.

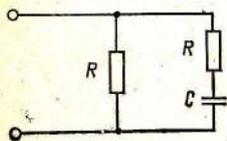


Рис. 1.15. Эквивалентная схема нагрузки ЭКС ($R=600$ Ом; $C=25$ мкФ)

Схему можно модифицировать таким образом, чтобы в период генерации импульса конденсатор заряжался от источника, а в промежуток интервала постепенно разряжался (рис. 1.14,б), при этом источник будет иметь импульсную нагрузку и будет сказываться влияние его внутреннего сопротивления, однако при повреждении вы-

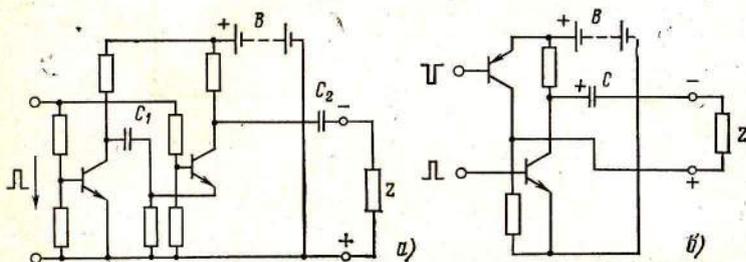


Рис. 1.16. Схемы удвоителя выходного напряжения с двумя конденсаторами (а) и с одним конденсатором (б)

ходного конденсатора (увеличении тока утечки) будет сохраняться функция стимуляции и возрастать лишь постоянная составляющая выходного сигнала.

В тех случаях, когда необходимо обеспечить более высокое выходное напряжение импульса, чем напряжение батарей B , можно применить удвоитель напряжения. Примеры подходящих для этого схем показаны на рис. 1.16. В схеме на рис. 1.16,а два одинаковых конденсатора C_1 и C_2 заряжаются параллельно напряжением батарей в промежутках между импульсами. При отпирании обоих транзисторов конденсаторы соединяются в последовательную цепь. Схема удвоителя напряжения, изображенная на рис. 1.16,а, содержит лишь

один конденсатор, который при отпирании транзисторов подсоединяется с противоположной полярностью к источнику, образуя с ним последовательную цепь.

Генератор импульсов

Генератор импульсов должен вырабатывать импульсы с большой скважностью и низкой частотой повторения ($T/t_i \approx 1000$, $f \approx 1$ Гц). Пример надежной схемы генератора импульсов приведен на рис. 1.17.

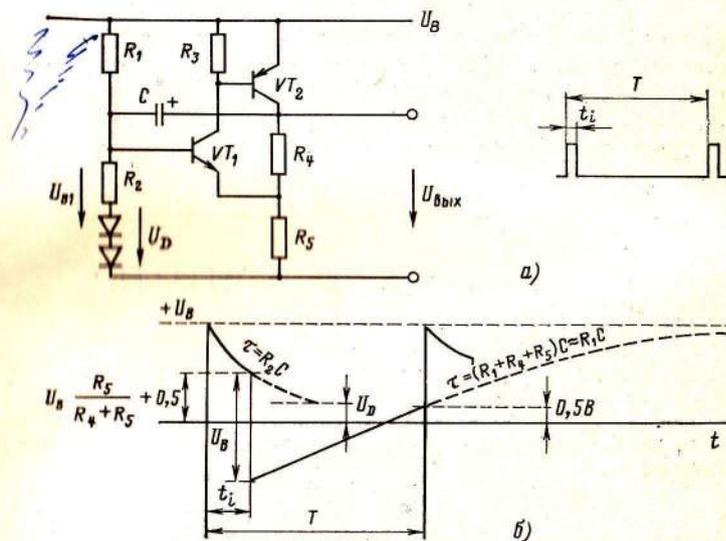


Рис. 1.17. Схема генератора импульсов (а) и изменение напряжения U_{B2} на базе транзистора VT_1 (б):

$$t_i \sim R_2 C; T \sim R_1 C$$

При включении напряжения питания оба транзистора проводят ток и конденсатор C заряжается от источника U_B через транзистор VT_2 , резистор R_2 и диоды. Транзистор VT_2 находится в состоянии насыщения, и на его коллекторе достигается приблизительно напряжение источника. При заряде конденсатора C напряжение на базе транзистора VT_1 уменьшается, пока не окажется на уровне напряжения делителя R_4, R_5 , увеличенного на напряжение отпирания транзистора $U_{пк} \approx 0,5$ В. В этот момент импульс оканчивается, и оба транзистора запираются. Заряженный конденсатор C соединен через резисторы R_4+R_5 с землей и через резистор R_1 с источником питания U_B . При разряде конденсатора C напряжение на базе транзистора VT_1 возрастает, пока не достигнет напряжения отпирания, и цикл работы схемы повторяется. Поскольку сопротивления R_4 и R_5 достаточно малы

по сравнению с R_1 , на коллекторе транзистора VT_2 формируются прямоугольные импульсы, длительность которых

$$t_i = R_2 C \ln \frac{U_B - U_D}{U_B \frac{R_5}{R_4 + R_5} + U_{BE} - U_D},$$

и период

$$T = R_1 C \ln \left(1 + \frac{R_4}{R_4 + R_5} \right),$$

где U_D — падение напряжения на диодах в проводящем состоянии.

Преимуществом такой схемы является то, что она позволяет независимо задавать длительность импульса (выбирая сопротивление R_2) и частоту повторения (выбирая сопротивление R_1), причем изменение одного из этих параметров не влияет на изменение другого.

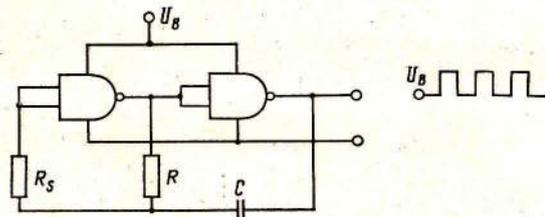


Рис. 1.18. Схема генератора прямоугольных импульсов с вентилями типа КМОП

Другое преимущество — слабое влияние характеристик транзисторов на выходные параметры. Уменьшение частоты повторения импульсов при снижении напряжения питания можно обеспечить, включив в схему последовательно с резистором R_1 элемент, поддерживающий на своих выводах постоянное напряжение. В качестве такого элемента можно использовать стабилитрон или несколько кремниевых диодов. Надежную работу мультивибратора удастся обеспечить при потребляемом токе не больше 3 мкА.

Низкочастотным генератором может служить и мультивибратор, в котором активными элементами являются вентили типа КМОП (рис. 1.18). Для симметричных импульсов период T определяется соотношением

$$T \approx 2,5 RC,$$

причем выбирают $R_5 > 2R$.

Импульс с требуемой длительностью можно получить при помощи последующей моностабильной цепи. Требуемый ток можно уменьшить до уровня ниже 1 мкА.

Усилитель биопотенциалов

R -запрещающим ЭКС (VVI) управляет отводимый внутрисердечный сигнал. По отношению к амплитудам сигналов чувствительность прибора составляет около 2—3 мВ. Отводимый сигнал усиливается входным усилителем до уровня, достаточного для работы цепей различения и записи. Требуемый коэффициент усиления приблизительно равен 1000. Пример селективного усилителя представлен на

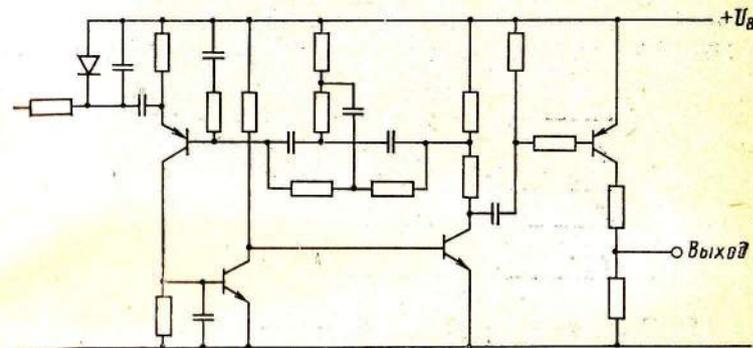


Рис. 1.19. Пример схемы усилителя управляемого ЭКС

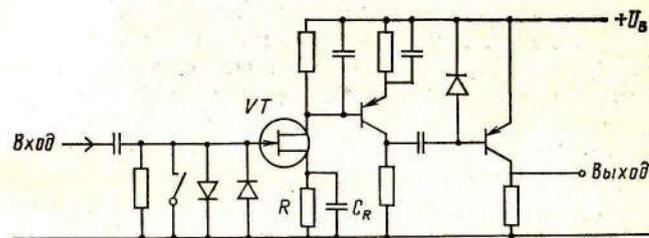


Рис. 1.20. Схема усилителя R -запрещающего ЭКС «Медтроник 9000»

рис. 1.19 [35]. Его частотная характеристика определяется двойным Т-образным фильтром в цепи обратной связи. Потребляемый ток составляет 5—6 мкА.

На рис. 1.20 приведена упрощенная схема усилителя ЭКС «Медтроник 9000» [36]. Усилитель работает в режиме А. По окончании импульса стимуляции конденсатор C_R заряжается до напряжения, превышающего на 0,6 В уровень состояния покоя, и запирает полевой транзистор VT . В течение 300 мс конденсатор C_R разряжается через резистор R до уровня покоя, и усилитель возвращается к своему рабочему режиму. Таким образом обеспечивается рефрактерный период прибора после генерации стимула. Выключатель на входе схе-

мы представляет собой язычковый контакт с магнитным управлением, который позволяет устранить функцию записания при контроле прибора с использованием внешнего магнита

Цепи записания

Частота повторения генератора импульсов определяется продолжительностью периодов заряда или разряда конденсатора. Изменение напряжения на конденсаторе при заряде через резистор имеет экспоненциальный характер, а при разряде током постоянной величины — линейный. Один из возможных принципов записания иллюстрируется на рис. 1.21. Напряжение на конденсаторе возрастает, пока не достиг-

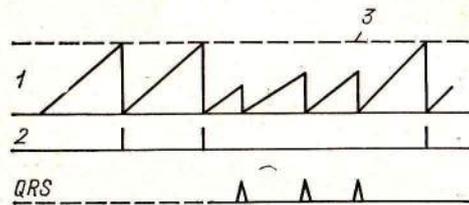


Рис. 1.21. Иллюстрация принципа работы цепи записания:

1 — напряжение на конденсаторе; 2 — выходные импульсы; 3 — уровень срабатывания

нет уровня срабатывания, и цепь генерирует импульс. Однако при появлении каждого комплекса QRS напряжение на конденсаторе возвращается на исходный уровень, и начинается следующий интервал ожидания (записания). Если на протяжении всего интервала ожидания не произойдет еще одно запираение, то в конце этого интервала генерируется импульс. Пример возможной схемы реализации этого принципа приведен на рис. 1.22. Конденсатор C заряжается через резистор R_1 . При достижении определенного напряжения (задаваемого делителем R_2, R_3) генерируется импульс. Если отперется транзистор VT , то разряд конденсатора C происходит раньше, и снова начинается заряд, причем импульс не генерируется. Аналогичная схема представлена на рис. 1.23 [36]. Компаратор VT_2, VT_3 сравнивает напряжение на конденсаторе C_1 с напряжением на делителе R_3, R_4 . Как только напряжение на конденсаторе C_1 станет выше, отпирается транзистор VT_4 . Длительность импульса определяется периодом заряда конденсатора C_2 через резистор R_2 . Одновременно отпирается транзистор VT_1 и разряжается конденсатор C_1 . Если транзистор VT_1 отперется под влиянием обнаруженного комплекса QRS, то заряд конденсатора C_1 начнется снова, а генератор останется запертым.

Можно выбрать и другой принцип записания ЭКГ; он реализуется схемой, показанной на рис. 1.24. Моностабильная цепь VT_1, VT_2 запускается комплексами QRS и синхронизирует генератор VT_3, VT_4 . Вместе с тем моностабильная цепь отпирает транзистор VT_5 , который

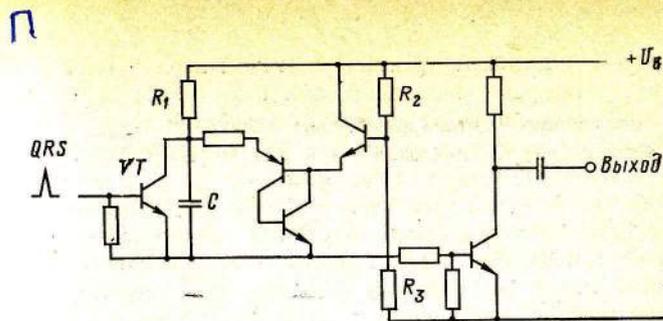


Рис. 1.22. Пример схемы генератора стимулирующих импульсов и цепи записания; один конденсатор C определяет длительность импульса и частоту повторения

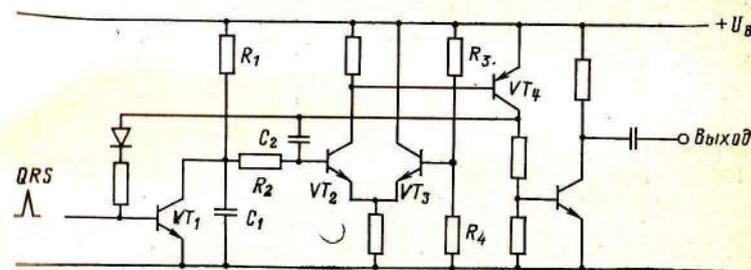


Рис. 1.23. Схема генератора импульсов и цепи записания с отдельными цепями, определяющими длительность импульса (R_2, C_2) и частоту повторения (R_1, C_1) [36]

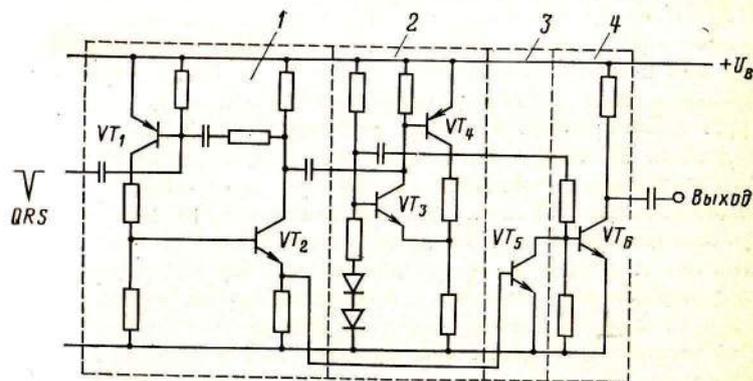


Рис. 1.24. Схема, реализующая принцип записания с синхронизацией и блокированием:

1 — моностабильная цепь; 2 — генератор; 3 — цепь блокирования; 4 — выходная цепь

закорачивает цепь базы транзистора VT_6 . Выход схемы остается запертым, а генератор начинает новый цикл. Если комплекс QRS не появляется, то в конце интервала запирания генератор вырабатывает импульс, выходной транзистор VT_6 отпирается, а блокировочный транзистор VT_5 остается запертым.

Возможность совершенно иного подхода к построению схемы имплантируемых приборов открывается при использовании цифровых схем типа КМОП. Эти схемы в состояниях 0 и 1 потребляют пренебрежимо малый ток. Поэтому они позволяют применять сложные цепи при минимальном расходе энергии. Устройство R -запрещающего ЭКС, основанного на схемах КМОП, иллюстрируется на рис. 1.25 [37].

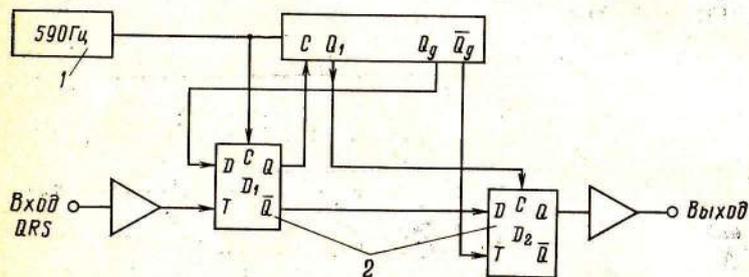


Рис. 1.25. Принципиальная схема R -запрещающего ЭКС с цифровыми интегральными схемами:

1 — датчик времени; 2 — опрокидывающиеся схемы типа D

Если на входе прибора нет внутрисердечного сигнала (комплекса QRS), а схема D_1 имеет на выходе $\bar{Q}=1$, то счетчик будет непрерывно считать. При изменении состояния счетчика с 511 на 0 напряжение на \bar{Q}_g становится положительным, а положительный сигнал со входа D схемы D_1 передается на выход. На следующем шаге схема D_2 переводится в состояние 0 сигналом, который появляется на выходе Q_1 счетчика на шаге 1. Если комплекс QRS отсутствует, то прибор генерирует стимулирующий импульс с длительностью, равной одному циклу датчика времени, через каждые 512 циклов этого датчика. При частоте датчика времени 590 Гц прибор вырабатывает импульсы с длительностью 1,7 мс и частотой повторения 70 имп./мин. Пока осуществляется счет от нуля до 255, выход $Q_g=0$ и, следовательно, схема D_1 не изменяет состояние, даже если появляется комплекс QRS . Таким образом обеспечивается рефрактерный период прибора. От шага 256 до шага 511 выход $Q_g=1$, и появление комплекса QRS вызывает изменение состояния схемы D_1 , а сигнал 1 передается на вход C счетчика и возвращает счетчик к нулевому отсчету. Одновременно выход \bar{Q} схемы D_1 оказывается в состоянии 0, причем не может произойти никакое изменение состояния схемы D_2 , и импульс не генерируется. На следующем шаге после возвращения счетчика к нулю

осуществляется перевод схемы D_1 в нулевое состояние сигналом датчика времени на входе C .

1.1.6. СРОК СЛУЖБЫ И НАДЕЖНОСТЬ ЭКС

Срок службы имплантируемых ЭКС определяется прежде всего емкостью источника питания. В настоящее время применяется несколько видов источников. Ниже приведены приблизительные значения их срока службы (годы) при работе с типичным R -запрещающим ЭКС [38—42].

Ртутно-цинковые элементы (Zn/HgO):	
элементы и ЭКС старых типов	2—3
элементы и ЭКС новых типов с электродами малых размеров	4—5
Литиевые элементы, предположительно	8—12
Никель-кадмиевые аккумуляторы (NiCd), предположительно	10
Ядерные источники:	
на прометии 147, предположительно	10
на плутонии 238, предположительно	30
Биогальванические источники находятся на стадии экспериментальной разработки	

Свойства источников питания отдельных видов обсуждаются более подробно в § 1.4, с точки зрения контроля работы ЭКС — в гл. 2. Выше были указаны сроки службы источников в предположении бесперебойной работы электронной части ЭКС.

Надежность электронной части ЭКС должна соответствовать его сроку службы, который определяется емкостью источника питания. Желательно, чтобы продолжительность безотказной работы электронной части была больше, чем срок службы источника питания, причем у каждого прибора без исключения. Это абсолютное требование, обоснованное с врачебной точки зрения, технически не может быть выполнено полностью, так как надежность ЭКС, как и любого электронного прибора, подчиняется статистическим законам надежности. На основании опубликованных данных о надежности [40, 43] можно заключить, что к настоящему времени надежность обычных ЭКС относительно старых типов приблизительно характеризуется средней длительностью бесперебойной работы от 2 до 3 лет с учетом повреждений батарей питания. Согласно [40] нарушения функции ЭКС относительно старых типов происходят примерно в одной четверти общего числа случаев из-за отказов его составных частей, а в остальных трех четвертях — из-за повреждения или истощения батарей питания. В ЭКС новых типов с литиевыми батареями и ядерными источниками питания были приняты меры по повышению надежности электронной части по крайней мере на порядок. Однако до сих пор предполагаемые результаты этих усовершенствований не проверены на практике, так как для получения статистически значимых данных для этих приборов с длительным сроком службы в реальных условиях их работы необходимо проводить наблюдения в течение нескольких лет.

Ниже указаны основные пути повышения надежности ЭКС:

1. Выбор высококачественных составных частей прибора (активных и пассивных).
2. Усовершенствование технологии изготовления электронной части прибора (герметизация корпуса).
3. Разработка таких электронных цепей прибора, в которых большинство вероятных повреждений составных частей не приводило бы к катастрофическому нарушению функции ЭКС.
4. Дублирование всех или хотя бы наиболее важных цепей электронной части прибора. Этот пока редко применяемый способ становится технически приемлемым и перспективным при использовании интегральных схем с высокой степенью интеграции и с малым потребляемым током (например, схем КМОП).

1.1.7. ПРИМЕНЕНИЕ ЭКС В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

Имплантация ЭКС связана с некоторыми специальными техническими проблемами. Прежде всего нужно обеспечить операционную, где осуществляется имплантация, такими приборами, как измеритель порога возбуждения сердца, электрокардиограф с кардиоскопом и рентгеновский аппарат с телевизионной системой.

Рентгеновский аппарат необходим для контроля положения стимуляционного электрода при его введении через верхнюю полую вену в правый желудочек сердца (в настоящее время этот метод используется в подавляющем большинстве случаев). Телевизионная система с усилителем изображения дает возможность работать с низкой интенсивностью рентгеновского излучения, чтобы суммарная доза облучения не была опасна ни для больного, ни для медицинских работников. Без рентгена удается имплантировать ЭКС только в сочетании с миокардиальными электродами, которые пришивают к наружной стенке сердца после вскрытия грудной клетки.

Электрокардиограф с кардиоскопом необходим для непрерывного слежения и регистрации электрической активности сердца на всех этапах имплантации, особенно при окончательном размещении электродов в соответствии с параметрами, найденными при помощи измерителя порога возбуждения.

Измеритель порога возбуждения сердца представляет собой внешний генератор стимулирующих импульсов с регулируемым напряжением и током на выходе. Для определения порога возбуждения к измерителю подключают введенный в сердце стимуляционный электрод и увеличивают выходной ток до тех пор, пока не будет достигнут такой ток (или напряжение), при котором сердце начнет отвечать сокращениями на импульсы стимуляции. Это значение и представляет собой порог возбуждения по току (или напряжению). Отклик сердца на стимулирующие импульсы чаще всего определяется электрокардиографическим методом, хотя возможен и гемодинамический контроль (по давлению крови или периферическому пульсу).

Асинхронные ЭКС имплантируются с использованием простого измерителя порога, при помощи которого отыскивается оптимальное положение электрода в области верхушки полости правого желудочка, обеспечивающее низкий порог стимуляции и прочную фиксацию контактного конца стимуляционного электрода в ткани. Измерителем порога обычно определяют напряжение на объекте при задаваемом уровне (установленным на измерителе) тока. Типичная электрокардиографическая запись (в отведениях от конечностей *I*, *II* и *III*) при стимуляции сердца импульсами с постоянной частотой показана на рис. 1.26. Для измерения порога важно, чтобы измеритель вырабатывал стимулирующие импульсы такой же длительности и формы, как и имплантируемый прибор. Обычно электрод считается хорошо размещенным в отношении порога возбуждения, если порог по напряжению составляет меньше 50% напряжения, которое генерируется имплантированным ЭКС в конце своего срока службы. Практически это соответствует приблизительно порогу 2 В.

Для имплантации *R-запрещающих ЭКС* требуется более сложный измеритель порога, так как кроме вышеописанного измерения порога возбуждения сердца (отклика на импульсы стимуляции) нужно еще измерять параметры замирания (отклика на внутрисердечный сигнал). В связи с тем что внутрисердечные сигналы до некоторой степени различаются по амплитуде и форме у разных больных, измерение чувствительности ЭКС к запирающим импульсам осуществить трудно, так как приходится учитывать влияние амплитуды и крутизны сигнала. На практике оправдал себя упрощенный метод, основанный на применении измерительного *R-запрещающего ЭКС*, имеющего параметры, близкие к параметрам имплантируемого ЭКС. Особенно удобно использовать для этого тщательно проверенный в техническом отношении экземпляр имплантируемого ЭКС такого же типа. На вход измерительного ЭКС подается внутрисердечный сигнал от введенного в сердце электрода через регулируемый аттенуатор, причем чувствительность к запирающим импульсам определяется настройкой этого аттенуатора. Положение электрода считается удовлетворительным, если измерительный ЭКС запирается при ослаблении, которое способствует уменьшению отводимого внутрисердечного сигнала больше чем на 50%. Обычно удается разместить электрод так, что замирание обеспечивается уже под воздействием 20% амплитуды внутрисердечного сигнала, так что имеется пятикратный запас чувствительности. Качество сигналов контролируется кардиоскопом и регистрируется электрокардиографом. При хорошей фиксации электрода соприкосновение электрода с клеточной мембраной вызывает демаркационный ток, который проявляется в подъеме сегмента *ST* внутрисердечного сигнала. Этот подъем служит доказательством правильной установки электрода и через несколько часов исчезает.

Далее нужно проконтролировать и зарегистрировать работу ЭКС при устранении замирания с помощью магнита (для тех случаев, ког-

да у больного устанавливается достаточно быстрый собственный ритм возбуждения сердца). Результат воздействия магнитом иллюстрируется на рис. 1.27. Запись на рис. 1.27,а отражает несколько явлений:

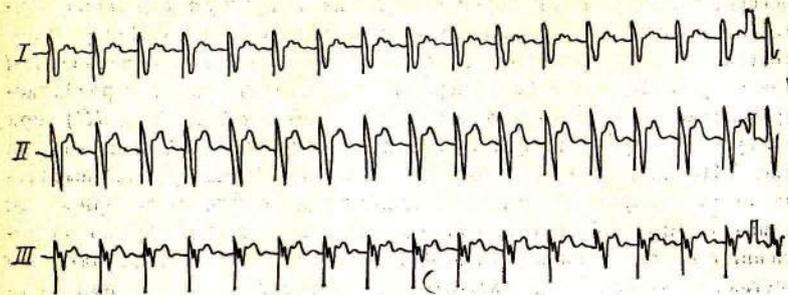


Рис. 1.26. Электрокардиограмма, записанная при стимуляции сердца импульсами с постоянной частотой

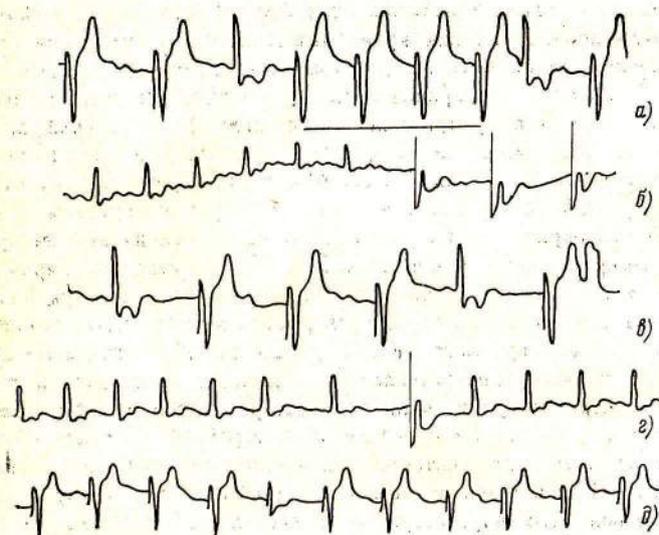


Рис. 1.27. Записи электрокардиограммы при использовании R-запрещающего ЭКС (типа «Тесла» LSK 200): а — после переключения на контрольную частоту; б — при захвате сердечного ритма ЭКС; в—д — при чередовании собственного и стимулированного ритмов

первые два комплекса QRS вызваны стимуляцией, третий является спонтанным, следующие четыре комплекса вызваны стимуляцией после переключения на контрольную частоту при помощи магнита (они подчеркнуты), за ними следует одно спонтанное сокращение, а затем зарегистрировано еще одно стимулированное сокращение. На рис. 1.27,б иллюстрируется «захват ритма» ЭКС при снижении соб-

ственной частоты сердечбиений. На рис. 1.27,в показано чередование собственного и стимулированного ритмов, которое возникает в том случае, когда значение собственной частоты возбуждения сердца колеблется около значения частоты прибора. Следующие записи иллюстрируют способность ЭКС реагировать на отдельные кратковременные изменения ритма сердца. Как видно на рис. 1.27,г, при кратковременном снижении собственной частоты возбуждения сердца запаздывающее собственное сокращение дополняется стимулированным сокращением, а запись на рис. 1.27,д показывает, как при непрерывной стимуляции одно своевременное собственное сокращение запирает ЭКС. Таким образом, R-запрещающий ЭКС обеспечивает сокращения желудочков сердца в моменты времени, соответствующие физиологическим требованиям, а при замедлении собственного ритма сердца поддерживает характеристики кровообращения больного на достаточно высоком уровне.

Контроль работы ЭКС необходимо периодически проводить и после его имплантации. Связанные с этим проблемы и практические методы контроля подробно описаны в гл. 2.

1.1.8. ПЕРСПЕКТИВЫ ТЕХНИЧЕСКОГО РАЗВИТИЯ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ ЭКС

Имплантируемые ЭКС применяются приблизительно 20 лет (с 1959 г.) [6]. В течение первых десяти лет накапливался опыт работы с основными типами ЭКС, срок службы которых составлял около двух лет. После 1970 г. наблюдается появление ряда технических усовершенствований: новые источники питания (ядерные источники, литиевые элементы), герметические корпуса для электронной части и для всего ЭКС, интегральные схемы с малым потреблением тока, стимуляционные электроды с уменьшенной площадью и малым потреблением энергии. Влияние этих изменений на срок службы ЭКС иллюстрируется на рис. 1.28 [44]. Большой разброс данных о сроке службы обусловлен тем, что до сих пор еще применяются старые, «классические» приборы наряду с новыми, выполненными с применением новейшей технологии.

Последние годы характеризуются созданием нового поколения имплантируемых приборов — программируемых ЭКС. При этом достаточно ярко вырисовываются тенденции, определяющие перспективное развитие этого направления:

создание многофункциональных ЭКС с возможностью регулирования в широких пределах практически всех параметров и режимов стимуляции;

создание ЭКС, способных уже после имплантации по телеметрическому каналу связи вести диалог с системой программирования, что позволяет значительно расширить возможности контроля имплантированных ЭКС, повысить их надежность. Наряду с возможностью программного управления это обеспечивает регистрацию и визуальный

контроль внутриполостной ЭКГ, измерение сопротивления электродной системы, контроль состояния батарей; позволяет осуществлять ввод в запоминающее устройство имплантируемого ЭКС и извлечение оперативной информации о продолжительности работы ЭКС, о времени

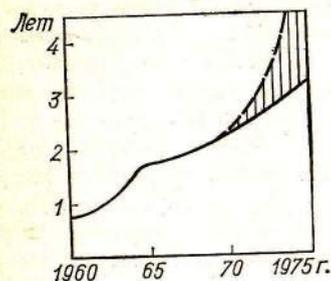


Рис. 1.28. Увеличение срока службы имплантируемых ЭКС в течение периода 1960—1975 гг. Пунктиром показано увеличение срока службы за счет герметизации электронной части и применения новых источников питания

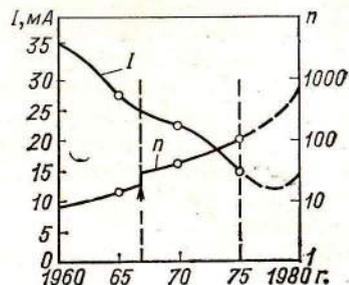


Рис. 1.29. Увеличение числа составных частей n и уменьшение потребляемого тока I имплантируемых ЭКС за период 1960—1980 гг. Стрелкой указано время появления управляемых приборов

и месте имплантации, о характере нарушений ритма пациента и многих других сведений;

создание имплантируемых ЭКС, обеспечивающих возможность электростимуляционной терапии сложных нарушений сердечного ритма, в частности подавление различного рода тахикардий;

широкое применение в имплантируемых ЭКС и контрольно-программирующих устройствах цифровых БИС и микропроцессоров.

Хотя все это и приводит к значительному возрастанию сложности ЭКС, применение современной технологии дает возможность увеличить срок службы ЭКС путем оптимизации с помощью внешнего программатора режимов и параметров стимуляции, способствует обеспечению требуемой надежности, уменьшению массы и габаритных размеров. Тенденции развития ЭКС в этом направлении в определенной степени могут быть проиллюстрированы графиком на рис. 1.29 [44].

1.2. ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРЫ ДЛЯ ВРЕМЕННОЙ СТИМУЛЯЦИИ

1.2.1. ОБЛАСТИ ПРИМЕНЕНИЯ И СПОСОБЫ РЕАЛИЗАЦИИ ВРЕМЕННОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯЦИИ

Следует выделить три основные области применения временной электрокардиостимуляции:

в качестве метода интенсивной терапии для нормализации сердечного ритма при бради- и тахикардиях;

в качестве диагностического метода для выявления патологических отклонений в сердечно-сосудистой системе;

на промежуточном этапе перед имплантацией постоянного электрокардиостимулятора для обеспечения предоперационного контроля системы электрод—сердце и эффективного электростимуляционного ритмовождения.

В зависимости от характера задачи, решаемой методом электрокардиостимуляции, можно использовать различные режимы стимуляции и различные устройства, реализующие их.

При брадикардиях в зависимости от механизма нарушения ритма применяются те же режимы, что и в случае имплантируемых ЭКС: асинхронный, R -запрещающий, P -синхронизированный и бифокальный. Наиболее распространен режим R -запрещающий как наиболее простой, безопасный и физиологичный.

При тахикардиях, не поддающихся медикаментозному лечению или исключающих возможность такого лечения в связи с интоксикацией организма [1, 2], или же в тех случаях, когда неэффективна или противопоказана дефибриляция [3—5], применяются методы электростимуляционного урежения сердечного ритма, например такие, как парная стимуляция, сочетанная, а также парная синхронизированная. Эти методы реализуются путем стимуляции желудочков сердца или предсердий. В их основе лежит следующий общий методологический принцип урежения частоты механических сокращений сердечной мышцы.

При урежающей стимуляции желудочков стимулирующие импульсы формируются в период относительной рефрактерности, т. е. в конечной фазе систолы, вызывая электрическое возбуждение миокарда без механического его сокращения. Поскольку при тахикардиях длительность систолы желудочков больше длительности диастолы, следующий после нанесения стимулирующего импульса собственный импульс возбуждения сердца неизбежно попадает на период абсолютной рефрактерности искусственно вызванной электрической систолы, поэтому желудочки на него не реагируют и частота их механических сокращений уменьшается в 2 раза. Аналогичный результат достигается путем электрической стимуляции предсердий. В этом случае неэффективное электрическое возбуждение желудочков во время фазы относительной рефрактерности возникает вслед за последовательным возбуждением предсердий и атриовентрикулярного узла [6].

При некоторых видах предсердной тахикардии можно применить для ее подавления кратковременную (в течение единиц или десятков секунд) стимуляцию электрическими импульсами с частотой следования 300—1200 имп./мин [7, 8]. В тех случаях, когда тахикардия вызвана волной возбуждения, циркулирующей по замкнутому контуру, сердечный ритм может быть нормализован путем нанесения одиночного стимулирующего импульса в фазе относительной рефрактерности [9].

При решении диагностических задач (следующая область применения временной стимуляции) используются преимущественно те же

методы стимуляции, что и для терапевтических целей. Например, для обнаружения болезни коронарных сосудов применяется учащающая стимуляция предсердий, позволяющая обнаружить недостаточность кровоснабжения сердечной мышцы при увеличении потребления кислорода вследствие учащения ритма [10]. Парная стимуляция применяется при внутрисердечных исследованиях у больных с пороками сердца, осложненными сердечными аритмиями. Нормализуя сердечный ритм, стимуляция позволяет осуществлять анализ регистрируемых параметров сердечной деятельности в нормальных условиях. Стимуляция одиночными импульсами дает возможность исследовать механизм нарушений функции проводящей системы сердца, являющихся источником аритмий [11—13], и т. д. Следует отметить, что диагностическое применение метода электрической стимуляции сердца находит в настоящее время все более широкое распространение.

Для обеспечения надежности и безопасности операций, связанных с имплантацией ЭКС в подготовительном периоде, используются малогабаритные носимые пациентом ЭКС, реализующие, как правило, те же режимы стимуляции, что и имплантируемые. Помимо носимых применяются специальные ЭКС, режим работы которых и выходные характеристики дают возможность осуществлять измерение порога возбудимости миокарда применительно к конкретным условиям.

Завершая краткий обзор областей применения и методов осуществления временной стимуляции сердца, необходимо остановиться еще на одной ее особенности. Метод временной стимуляции не без оснований рассматривается и используется в ряде случаев как метод неотложной интенсивной терапии. Однако условия, в которых временная стимуляция применяется достаточно часто (условия скорой помощи, отделения интенсивной терапии, кардиологические отделения), не всегда позволяют использовать этот метод достаточно оперативно. Причина заключается в том, что (так же как и при постоянной стимуляции) введение стимуляционного электрода в полость сердца должно осуществляться в операционных, оборудованных стационарными рентгеновскими аппаратами с электронно-оптическими преобразователями для контроля положения дистального конца электрода в сердечно-сосудистой системе. В иных условиях указанный контроль может быть осуществлен на основе анализа внутрисердечной электрокардиограммы, снимаемой с конца стимуляционного электрода, однако это требует от врача относительно высоких профессиональных навыков и длительного времени. Отсюда ясно, какое важное значение имеет для развития и расширения клинического применения временной электрокардиостимуляции создание портативных электронных приборов, обеспечивающих требуемый контроль положения эндокардиальных электродов на основе автоматического анализа внутрисердечной электрокардиограммы и позволяющих достигнуть необходимой оперативности при подготовке стимуляции.

Итак, рассмотрев в общих чертах области применения временной электрокардиостимуляции и ее возможности как эффективного средства управления сердечным ритмом, остановимся подробнее на некоторых вопросах, являющихся, на наш взгляд, важными для последующего развития методов временной стимуляции сердца.

1.2.2. ПРОЕКТИРОВАНИЕ ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ ДЛЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИОННОГО УРЕЖЕНИЯ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Особенности электростимуляционного урежения сердечного ритма

Электростимуляционное урежение сердечного ритма в условиях тахикардии является более сложной процедурой по сравнению с электростимуляционным учащением или поддержанием сердечного ритма. Это обусловлено тем, что эффективное электростимуляционное урежение может быть обеспечено лишь в условиях строгого динамического согласования выходных характеристик стимулятора (временное положение и амплитуда стимулирующего импульса) с электрофизиологическими характеристиками сердца (продолжительности зон относительной и абсолютной рефрактерности и порога возбудимости сердечной мышцы). Учитывая сказанное выше, а также тот факт, что указанные электрофизиологические характеристики имеют для различных пациентов значительный индивидуальный разброс и могут изменяться в процессе стимуляционного воздействия при изменении частоты сердечных сокращений и под влиянием других факторов, широкое внедрение метода электростимуляционного урежения сердечного ритма в клиническую практику возможно лишь при условии его автоматизации.

Наиболее приемлемым для этой цели может показаться выявление характерных элементов электрокардиограммы (ЭКГ), положение которых определяет с высокой достоверностью временное положение зоны относительной рефрактерности, и осуществление по ним автоматической коррекции временного положения урежающего стимулирующего импульса.

Известен, например, метод определения положения зоны относительной рефрактерности по данным о продолжительности QT-интервала [14]. Этот метод хорошо согласуется с электрофизиологической природой относительной рефрактерности. Но он может быть использован только при первоначальной установке величины задержки стимулирующих импульсов. Причина заключается в том, что в процессе стимуляции на T-зубец электрокардиосигнала накладываются артефакты от стимулирующих импульсов и сигналы электрической активности сердца, вызванные стимулирующими импульсами. Поэтому надежно определить момент окончания T-зубца по виду электрокардиосигнала не представляется возможным.

С учетом изложенного для решения проблемы автоматизации электростимуляционного урежения сердечного ритма более приемлемым оказывается метод, основанный на определении положения зоны относительной рефрактерности расчетным путем. В этом плане для проектирования стимуляторов представляют интерес результаты исследований, выполненных во ВНИИИМТ, по изучению функциональных зависимостей (статических и динамических) продолжительности сердечного цикла и продолжительности интервалов от некоторой детерминированной области ЭКГ (например, QRS-комплекса) до зоны относительной рефрактерности. Остановимся подробнее на результатах этих исследований.

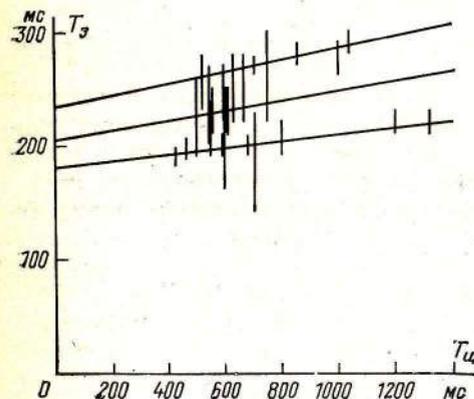


Рис. 1.30. Графики зависимости задержки урежающего стимула T_z от длительности сердечного цикла T_c

На рис. 1.30 приведен график распределения зон относительной рефрактерности по отношению к началу электрической активности желудочков (Q-зубца электрокардиограммы) для больных с тахикардиями. Эти данные получены в процессе урежающей стимуляции сердца. За начало зоны относительной рефрактерности при измерениях принималось временное положение стимулирующего импульса, имевшего минимальную задержку относительно QRS-комплекса, при которой он был электрически эффективен. Амплитуда стимулирующих импульсов устанавливалась приблизительно равной трехкратному значению порога возбуждения в фазе диастолы, как это рекомендуется при урежающей стимуляции [15, 16]. За окончание зоны относительной рефрактерности принималось положение стимулирующего импульса, имевшего максимальную задержку относительно QRS-комплекса ЭКГ, при которой после нанесения стимула на фонокардиограмме не регистрировалось тона, а на сфигмограмме не отмечалось увеличение артериального давления (шумы и увеличение давления свидетельствовали о гемодинамической эффективности стимулирующего импульса).

Как видно из рис. 1.30, при одном и том же значении длительности сердечного цикла невозможно подобрать какое-либо одно значение задержки стимулирующего импульса, которое обеспечивало бы эффективное урежение. В то же время эксперименты показали, что для любого пациента исследуемой группы урежение ритма может быть обеспечено во всех случаях путем реализации одной из трех функцио-

нальных зависимостей задержки стимулирующих импульсов от длительности сердечного цикла; выбор нужной зависимости может быть осуществлен индивидуально на начальном этапе электростимуляции.

Полученные функциональные зависимости описываются следующими выражениями:

$$T_{z1} = 0,057 T_c + 180 \text{ мс};$$

$$T_{z2} = 0,0837 T_c + 205 \text{ мс};$$

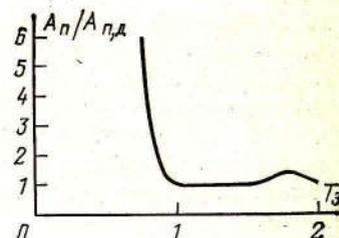
$$T_{z3} = 0,1 T_c + 235 \text{ мс},$$

где T_c — среднее значение периода электрической активности желудочков.

Однако, полагаясь на полученные зависимости, следует помнить, что в пределах зоны относительной рефрактерности оптимальное положение стимулирующих импульсов определяется рядом дополнительных факторов:

в пределах зоны относительной рефрактерности возможны значительные изменения амплитуды порога возбуждения (рис. 1.31), которые нужно тщательно контролировать при установке амплитуды стимулирующего импульса;

Рис. 1.31. График зависимости относительной амплитуды порога возбуждения $A_n/A_{п.д}$ от временного положения стимулирующего импульса T_z : На оси абсцисс отмечены моменты времени появления QRS-комплекса (0); окончания систолы (1) и окончания диастолы (2). A_n — амплитуда порогового возбуждения; $A_{п.д}$ — амплитуда порогового возбуждения в период диастолы



начальная часть зоны относительной рефрактерности является так называемой уязвимой зоной, где формирование стимулирующих импульсов достаточно большой амплитуды может вызвать групповую экстрасистолию или фибрилляцию;

положение урежающего импульса влияет на степень постэкстрасистолического потенцирования, т. е. на усиление сокращения миокарда, следующего за экстрасистолой [17];

полученные зависимости справедливы лишь для установившихся процессов.

С учетом последнего следующим шагом к построению автоматизированных систем урежения сердечного ритма является исследование в условиях электрической стимуляции сердца динамики связей, существующих между длительностью сердечного цикла и продолжительностью интервала от R-зубца ЭКГ до зоны относительной рефрактерности или, что практически то же самое, между длительностью сердечного цикла, с одной стороны, и длительностью электрической или

электромеханической систолы — с другой. Для этой цели проводились исследования, позволившие получить искомые данные на основе анализа переходных процессов изменения длительности электрической систолы при скачкообразном изменении сердечного ритма, вызванном электрической стимуляцией желудочков сердца [19].

Переходные процессы исследовались у больных с полной атриоventрикулярной блокадой при помощи наружного электрокардиостимулятора для временной стимуляции сердца, а также в острых экспериментах на животных, у которых для расширения диапазона регулирования частоты сердечного ритма полная атриоventрикулярная блокада создавалась искусственно. Измеряли продолжительности электрической и электромеханической (по Блюмбергеру) систол желудочков сердца. Момент окончания электромеханической систолы у больных определяли по фонокардиограмме, а у животных — по изменению давления в аорте. Время наблюдения после скачкообразного изменения длительности сердечного цикла составляло 1—2 мин, а в отдельных экспериментах достигало 5 мин. Характерные переходные процессы изменения длительности систолы при скачкообразном изменении частоты сердечного ритма приведены на рис. 1.32.

В большинстве случаев исследуемые переходные процессы могут быть хорошо аппроксимированы экспонентой, что позволяет осуществить техническую реализацию системы динамического согласования работы ЭКС и сердца достаточно простыми техническими средствами. Какой-либо закономерности в изменениях переходных процессов при изменении средней частоты или направления изменения частоты сердечного ритма обнаружено не было. Среднестатистические показатели переходных процессов у людей и животных имели достаточно близкие значения.

Постоянная времени среднестатистической экспоненты (относительно которой среднеквадратичное отклонение экспонент, аппроксимирующих отдельные переходные процессы, минимально) определяется соотношением

$$\sum_{i=1}^N \frac{\tau_i^2}{(\tau_i + \tau_{cp})^2} = \frac{N}{4},$$

где N — количество переходных процессов; τ_i — постоянная времени отдельного i -го переходного процесса; τ_{cp} — постоянная времени среднестатистической экспоненты.

Постоянная времени среднестатистической экспоненты переходного процесса, найденная на основе экспериментальных данных, с учетом вышеприведенных функциональных зависимостей для электрической систолы человека $\tau_{э,ср} = 4,5$ с и для электромеханической систолы $\tau_{эм,ср} = 4,1$ с. Таким образом, вычисление длительности последующей систолы может производиться при помощи импульсных или непрерывных устройств с экспоненциальной импульсной характеристикой.

Важное значение для проектирования систем автоматического урежения сердечного ритма также имеют сведения о закономерностях из-

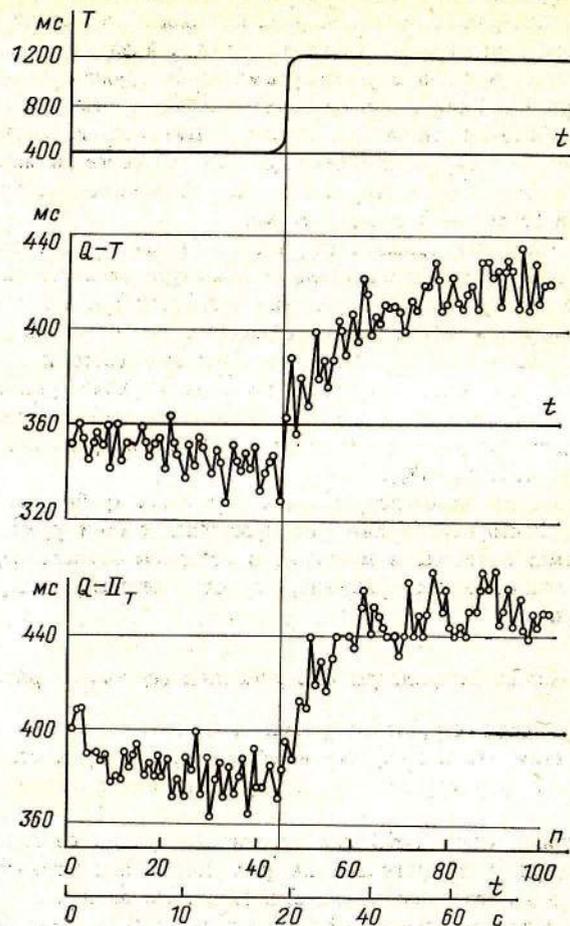


Рис. 1.32. Переходные процессы изменения длительности электрической и электромеханической систол при скачкообразном изменении длительности сердечного цикла с помощью электростимуляции сердца:

$Q-T$ — длительность интервала $Q-T$ электрокардиограммы; $Q-II_T$ — длительность интервала между Q -зубцом электрокардиограммы и тоном II фонокардиограммы; T — длительность сердечного цикла; n — порядковый номер сердечного цикла

менения временных соотношений между отдельными фазами сердечного цикла непосредственно после включения урежающей стимуляции. С этой целью проводились исследования изменения длительностей от-

дельных периодов систолической активности сердца при включении сочетанной стимуляции в экспериментах на собаках [19].

Измерение длительности электромеханической систолы, периода напряжения и периода изгнания производилось на основе анализа ЭКГ, а также кривых аортального давления и давления в левом желудочке сердца (в связи с упомянутыми выше трудностями длительность электрической систолы в условиях сочетанной стимуляции в данном эксперименте не измеряли). Продолжительность включения сочетанной стимуляции сердца во всех случаях была более 30 мин. Исходная длительность сердечного цикла в различных экспериментах находилась в пределах от 310 до 570 мс.

Анализ экспериментальных данных показывает, что при включении урежающей стимуляции длительность электромеханической систолы в большинстве случаев даже уменьшается, несмотря на двукратное увеличение периода эффективных сердечных сокращений. Среднее уменьшение длительности электромеханической систолы составляет 12 мс. Период изгнания при этом во всех случаях увеличивается в среднем на 20 мс, а уменьшение длительности электромеханической систолы происходит за счет уменьшения периода напряжения (в среднем на 32 мс, т. е. на 36%).

Из всего сказанного следует вывод, имеющий крайне важное значение для проектирования автоматизированных систем урежения сердечного ритма: процессы в миокарде в основном зависят не от частоты его механических сокращений, а от частоты электрического возбуждения.

Электрокардиостимуляторы для урежения сердечного ритма

Для урежения сердечного ритма первым был применен метод сочетанной стимуляции желудочков сердца, при котором стимулирующие импульсы формируются с задержкой относительно R-зубца ЭКГ [20].

Структурная схема ЭКС для реализации метода сочетанной стимуляции желудочков приведена на рис. 1.33,а, а диаграммы, поясняющие принцип его работы, — на рис. 1.34,а. На вход прибора поступает сигнал внутрижелудочковой электрограммы (рис. 1.34). В момент появления QRS-комплекса выделитель R-зубцов ЭКГ формирует синхронимпульс (момент t_1), который через программирующее устройство поступает на схему задержки. Задержанный синхронимпульс подается на вход формирователя стимулирующих импульсов, с выхода которого на сердце поступает уже стимулирующий импульс (момент t_2). Время задержки (t_1-t_2) подбирается так, чтобы стимулирующий импульс наносился в зоне относительной рефрактерности и вызывал электрическое возбуждение, не сопровождающееся сокращением желудочков. Следующий естественный импульс возбуждения желудочков приходится на зону абсолютной рефрактерности, обусловленную стимули-

рующим импульсом, и не вызывает реакции желудочков. Таким образом, частота желудочковых сокращений становится в 2 раза ниже частоты естественного возбуждения миокарда (рис. 1.34).

Программирующее устройство пропускает на вход формирователя каждый второй синхронимпульс, исключая тем самым запуск схемы задержки при срабатывании выделителя от стимулирующего импульса

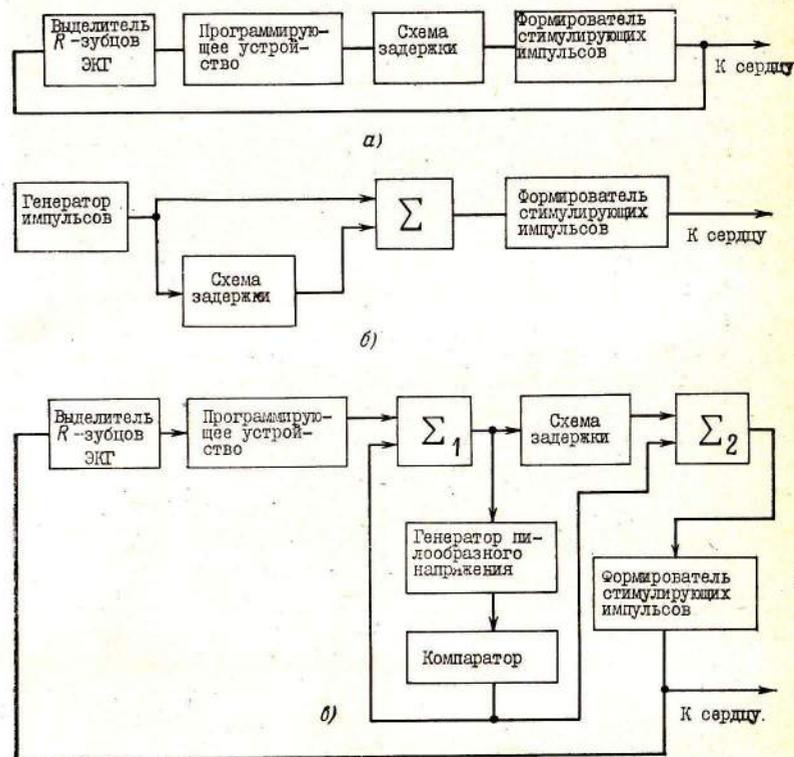


Рис. 1.33. Структурные схемы ЭКС для урежающей стимуляции: а — сочетанной; б — парной; в — парной синхронизированной

и искусственно вызванного QRS-комплекса. В дальнейшем сочетанную стимуляцию начали применять для стимуляции предсердий, что позволяло при синусовых и предсердных тахикардиях снижать частоту сокращений сердца без постэкстрасистолического потенцирования, которое в ряде случаев является вредным [6].

С помощью ЭКС для сочетанной стимуляции (рис. 1.33, а) при соответствующем выполнении программирующего устройства может быть реализован и метод стимуляции одиночными импульсами.

В методе парной стимуляции [21] стимулирующие импульсы формируются парами несинхронно с сокращениями сердца. Структурная схема ЭКС для реализации метода парной стимуляции приведена на

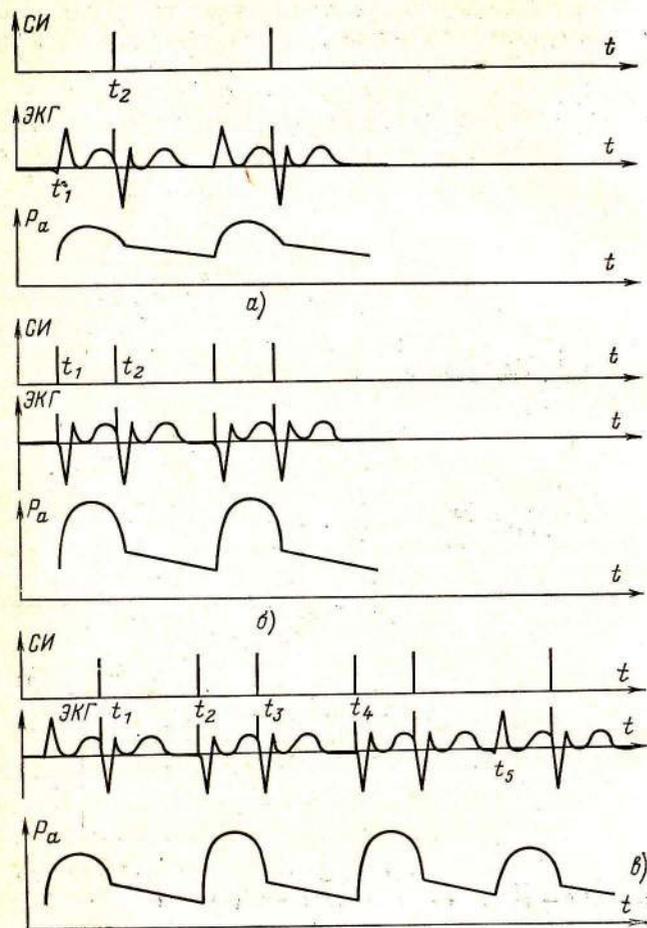


Рис. 1.34. Временные диаграммы при сочетанной (а), парной (б) и парной синхронизированной (в) стимуляциях: СИ — стимулирующие импульсы; P_a — артериальное давление

рис. 1.33,б, а диаграммы, поясняющие принцип его работы, — на рис. 1.34,б. Генератор импульсов формирует синхроимпульсы с частотой, равной выбранной частоте сердечных сокращений. Эти импульсы поступают на сумматор Σ непосредственно и через схему задержки. С выхода сумматора синхроимпульсы подаются на формирователь

стимулирующих импульсов. Первый импульс пары вызывает гемодинамически эффективное возбуждение сердечной мышцы (момент t_1). Задержка второго импульса относительно первого выбирается так, чтобы второй импульс формировался в зоне относительной рефрактерности, вызванной первым импульсом, и приводил только к электрическому возбуждению (момент t_2). Частота следования пар устанавливается выше половины исходной собственной частоты сердечного ритма; таким образом, средняя частота следования стимулирующих импульсов оказывается выше этой собственной частоты.

Парная стимуляция позволяет регулировать частоту сердечных сокращений от исходного ее значения до частоты, вдвое меньшей, что является важным преимуществом такой стимуляции перед сочетанной. Вместе с тем она обладает и существенным недостатком. Так как работа ЭКС не синхронизируется с работой сердца, то при включении стимуляции первый стимулирующий импульс может попасть в уязвимую зону сердечного цикла. То же самое может произойти при появлении собственного QRS-комплекса в интервале между парами импульсов, например, при аритмии. Попадание стимулирующего импульса в уязвимую зону может привести к возникновению групповой экстрасистолы и фибрилляции желудочков [22].

Рассмотренные недостатки парной стимуляции устраняются при использовании метода парной синхронизированной стимуляции [23, 24]. Структурная схема такого ЭКС изображена на рис. 1.33,в. Диаграммы, поясняющие принцип стимуляции и работу аппарата, приведены на рис. 1.34,в. После включения стимуляции при появлении очередного электрокардиоимпульса выделитель R-зубцов ЭКГ формирует синхроимпульс, который, пройдя через программирующее устройство и сумматор Σ_1 , запускает схему задержки и генератор пилообразного напряжения (ГПН). С выхода схемы задержки синхроимпульс подается через сумматор Σ_2 на вход формирователя стимулирующих импульсов, который вырабатывает стимулирующий импульс (момент t_1). Как и при сочетанной стимуляции, длительность задержки выбирается так, чтобы стимулирующий импульс вызвал только электрическое возбуждение сердечной мышцы. Сигнал с ГПН поступает на вход компаратора, порог срабатывания которого выбирается так, чтобы пилообразное напряжение после запуска ГПН достигало порога через интервал времени, равный выбранной длительности сердечного цикла. При срабатывании компаратора импульсы с его выхода подаются через сумматор Σ_1 на сбросовый вход ГПН, на схему задержки и через сумматор Σ_2 на вход формирователя. Таким образом, второй стимулирующий импульс формируется с задержкой от предыдущего R-зубца, равной выбранной длительности сердечного цикла (момент t_2), и вызывает возбуждение, сопровождающееся гемодинамически эффективным сокращением. От этого стимулирующего импульса вновь формируются два стимулирующих импульса: один по сигналу схемы задержки (момент t_3), другой при срабатывании компаратора

(момент t_4). Таким образом осуществляется парная стимуляция. Если в интервале между парами появляется естественный QRS-комплекс (момент t_5), то выходной сигнал выделителя R-зубцов поступает через программирующую схему и сумматор на запуск схемы задержки и на вход ГПН, осуществляя сброс последнего. Таким образом, первый импульс следующей пары не формируется, а второй формируется с задержкой относительно естественного QRS-комплекса. Как видно из приведенного описания и диаграмм, при парной синхронизированной стимуляции интерференция ритмов устраняется как при навязывании уреженного ритма, так и при появлении естественных QRS-комплексов в процессе стимуляции.

Однако, несмотря на простоту общих принципов построения устройств для урежающей стимуляции сердца, техническая их реализация и широкое использование в клинической практике, как уже отмечалось выше, требуют решения вопросов автоматизации режимов стимуляции.

Выше отмечалось, что длительность и временное положение зоны относительной рефрактерности могут изменяться, в частности, при изменении частоты сердечного ритма, и это требует соответствующей коррекции положения урежающего стимулирующего импульса. По некоторым данным [25] изменение частоты сердечного ритма лишь на 5% уже требует коррекции задержки.

С целью обеспечить безопасность и надежность урежающей стимуляции, а также упростить процедуру ее проведения к настоящему времени был предложен целый ряд методов автоматической установки и коррекции параметров стимулирующих импульсов. Однако по определенным причинам не все из них могут быть использованы для решения данной проблемы.

Так, например, совершенно очевидно, что из-за значительного индивидуального разброса временного положения зоны относительной рефрактерности (см. рис. 1.30) применение автоматического управления задержкой стимулирующих импульсов в соответствии с некоторой жесткой фиксированной зависимостью, связывающей задержку с длительностью сердечного цикла [26, 27], не обеспечивает надежного и безопасного урежения сердечного ритма у разных пациентов.

На первый взгляд более эффективным выглядит метод, основанный на определении момента формирования урежающего стимулирующего импульса по положению вершины кривой желудочкового давления. Метод этот предполагает осуществление автоматической регулировки задержки урежающего стимула относительно кривой желудочкового давления с учетом связи между электрической и электромеханической систолами. Однако существующие технические средства не обеспечивают необходимой точности определения положения вершины кривой желудочкового давления и, кроме того, индивидуальный (для каждого пациента) разброс интервалов от вершины внутрижелудочкового давления до зоны относительной рефрактерности, так же

как и в первом случае, требует первоначальной ручной коррекции положения стимулирующих импульсов.

Итак, в обоих случаях важным аспектом автоматизации процесса урежения сердечного ритма является автоматизация начальной установки задержки урежающего стимулирующего импульса с учетом индивидуальных особенностей пациента в каждом конкретном случае.

В [28] предложен аппарат для «ортритмической стимуляции», в котором решение этой задачи обеспечивается тем, что вместо одного урежающего стимула формируется пачка стимулирующих импульсов, следующих друг за другом через определенные промежутки времени и перекрывающих большую часть сердечного цикла. В любом случае хотя бы один из этих импульсов, попадая в зону относительной рефрактерности, вызывает гемодинамически неэффективное возбуждение миокарда. Задержка положения пачки импульсов регулируется в зависимости от длительности сердечного цикла. Недостатком устройства, однако, является то, что при его использовании неизбежно попадание стимулирующих импульсов в уязвимую зону, а следовательно, и повышение вероятности возникновения вторичных нарушений ритма.

В ЭКС для стимуляции одиночными импульсами [29] задержка увеличивается на каждом сердечном цикле на 10 мс в диапазоне от 150 до 250 мс. Этот процесс продолжается до тех пор, пока детектор тахикардий, измеряющий интервал между R-зубцами ЭКГ, не обнаружит прекращения тахикардии, после чего стимуляция прекращается. Таким образом, здесь уже сделан шаг к методу, предусматривающему автоматическую коррекцию положения стимулирующего импульса на основе данных об эффективности его действия. Однако и в этом стимуляторе не исключена возможность формирования стимулирующих импульсов в уязвимой зоне сердечного цикла.

Для длительной урежающей стимуляции был предложен аппарат, в котором минимальная задержка стимулирующего импульса устанавливается вручную, и только в случае, если он становится неэффективным, задержка начинает автоматически увеличиваться [30]. Контроль эффективности в этом случае осуществляется по появлению экстрастолоического QRS-комплекса в определенном интервале времени после нанесения стимулирующего импульса. Несмотря на определенные преимущества, реализованный в этом аппарате принцип имеет недостатки. Во-первых, процесс начальной установки положения урежающего импульса автоматизирован не полностью и требует присутствия квалифицированного специалиста. Во-вторых, автоматическая коррекция задержки импульсов, предусматривающая лишь ее увеличение, может в определенных условиях привести к появлению в процессе стимуляции гемодинамически эффективных сокращений после урежающих импульсов и, как следствие, к прекращению урежения сердечного ритма.

С учетом недостатков рассмотренных выше методов и устройств более безопасным и надежным представляется такое устройство, в котором начальная задержка стимулирующих импульсов устанавливается максимальной, а затем уменьшается автоматически до некоторого значения, при котором урежающая стимуляция оказывается эффективной. В процессе самой урежающей стимуляции требуемый эффект может быть достигнут в результате реализации двух принципов автоматического регулирования задержки — непрерывного регулирования задержки урежающего стимулирующего импульса с учетом одной из функциональных зависимостей между задержкой и усредненной длительностью сердечного цикла и периодической коррекции задержки либо в сторону ее увеличения, либо в сторону уменьшения (в зависимости от эффективности стимуляции).

Структурная схема ЭКС с автоматической установкой и коррекцией задержки урежающих импульсов [31] приведена на рис. 1.35, диаграммы, поясняющие его работу, — на рис. 1.36. Устройство состоит из выделителя R -зубцов, выделителя экстрасистол, схемы запрета, измерителя продолжительности сердечного цикла, блока задержки, формирователя строга, формирователя стимулирующих импульсов, блока увеличения задержки, блока уменьшения задержки, интегратора.

На вход выделителя R -зубцов поступает внутрисигнальная ЭКГ, снимаемая со стимуляционного электрода (рис. 1.36,а). Выделитель R -зубцов в момент появления QRS -комплексов формирует синхроимпульсы (рис. 1.36,б), которые поступают на один из входов выделителя экстрасистол и на вход схемы запрета. Выделитель экстрасистол осуществляет формирование синхроимпульсов (рис. 1.36,в), соответствующих экстрасистолическим QRS -комплексам, вызванным урежающими стимулирующими импульсами, которые наносятся на сердце в зоне относительной рефрактерности сердечной мышцы (рис. 1.36,д). Схема запрета пропускает на вход измерителя длительности сердечного цикла и на вход блока задержки синхроимпульсы (рис. 1.36,е), соответствующие естественным QRS -комплексам. Измеритель длительности сердечного цикла формирует сигнал, пропорциональный длительности сердечного цикла (рис. 1.36,ж). Этот сигнал подается на один из управляющих входов блока задержки и осуществляет автоматическое регулирование задержки стимулов в зависимости от изменения текущей длительности сердечного цикла. Выходные импульсы блока задержки подаются на вход формирователя строга и на вход формирователя стимулирующих импульсов. Формирователь строга вырабатывает импульсы, длительность которых (порядка 100 мс) выбирается равной периоду времени, в течение которого после нанесения урежающего стимула возникает вызванный им экстрасистолический QRS -комплекс и осуществляется его выделение (рис. 1.36,з). Импульс формирователя строга подается на один из входов выделителя экстрасистол и на запрещающий вход схемы запрета. Таким образом, после нанесения урежающего стимула схема запрета запирается и импульс

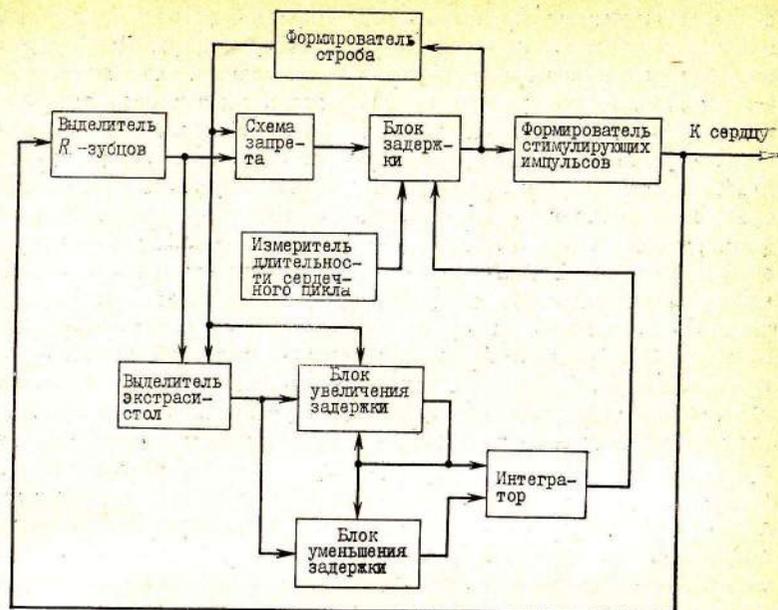


Рис. 1.35. Структурная схема ЭКС с автоматической регулировкой задержки

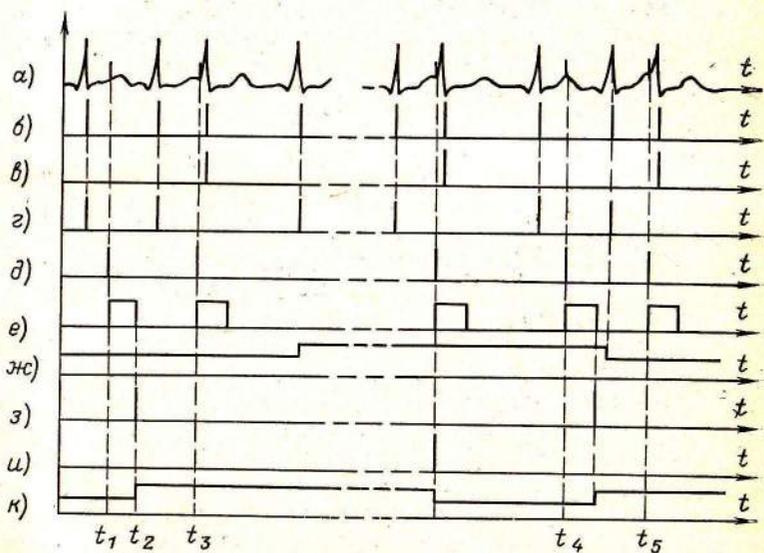


Рис. 1.36. Временные диаграммы работы ЭКС с автоматической регулировкой задержки

с выхода выделителя R-зубцов, соответствующий вызванной этим стимулом экстрасистоле, не проходит через схему запрета. Дополнительный контур регулирования задержки, состоящий из выделителя экстрасистол, блоков увеличения задержки и уменьшения задержки и интегратора, предназначен для автоматической коррекции задержки стимулирующих импульсов в процессе стимуляции с целью индивидуальной ее подстройки. Один из входов блока увеличения задержки соединен с выходом выделителя экстрасистол, другой — с выходом формирователя строба. Если во время действия строба не появляется экстрасистолический QRS-комплекс (рис. 1.36, интервал t_1-t_2), то это может свидетельствовать об электрической неэффективности урежающего стимулирующего импульса вследствие его попадания в зону абсолютной рефрактерности, т. е. вследствие недостаточной длительности задержки. При этом с выхода блока увеличения задержки подается импульс на один из входов блока уменьшения задержки и на один из входов интегратора (рис. 1.35,з, момент t_2); выходное напряжение интегратора (рис. 1.36,к) увеличивается и подается на один из управляющих входов блока задержки, что приводит к увеличению длительности задержки. Процесс увеличения задержки продолжается до тех пор, пока стимулирующие импульсы не станут электрически эффективными (рис. 1.36,а, момент t_3). Один из входов блока уменьшения задержки соединен с выходом выделителя экстрасистол, другой — с выходом блока увеличения задержки. В начале или же в процессе стимуляции, когда в течение определенного времени (например, 30 мин) все стимулы электрически эффективны (т. е. присутствуют импульсы на выходе выделителя экстрасистол и отсутствуют импульсы на выходе блока увеличения задержки), после нанесения очередного стимула с выхода блока уменьшения задержки на один из входов интегратора подается импульс (рис. 1.36,и). При этом уменьшается напряжение, поступающее с выхода интегратора на один из управляющих входов блока задержки (рис. 1.36,к), и уменьшается задержка. Процесс уменьшения задержки продолжается до тех пор, пока очередной стимул не станет электрически неэффективным (рис. 1.36,а, момент t_4). Задержка следующего стимулирующего импульса увеличивается и, если он вызывает экстрасистолу (рис. 1.36,а, момент t_5), задержка фиксируется.

Итак, рассмотренный ЭКС обеспечивает повышение надежности и безопасности стимуляционного урежения сердечного ритма благодаря полной автоматизации процесса установки и коррекции задержки урежающих стимулов. Реализованная в стимуляторе система регулирования обеспечивает устранение субъективных ошибок, характерных для ручной установки задержки, либо ошибок, обусловленных индивидуальными отклонениями в изменении электрофизиологических характеристик пациента, не предусмотренных заложенным в систему алгоритмом. Однако, как уже отмечалось выше, этого оказывается недостаточно.

Другим важным фактором обеспечения надежной и безопасной урежающей стимуляции, как уже указывалось, является правильная установка амплитуды стимулирующих импульсов. Рекомендуется устанавливать эту амплитуду не выше двух-трехкратного порога возбуждения [14, 15]. Однако вследствие того что порог возбуждения изменяется с течением времени, стимулирующий импульс может стать электрически неэффективным. Поэтому нужно либо осуществлять постоянный или периодический контроль эффективности стимуляции, либо ввести автоматическую установку и коррекцию амплитуды стимулирующих импульсов.

На рис. 1.37 приведена структурная схема ЭКС для урежения сердечного ритма, в котором предусмотрено автоматическое регулирование амплитуды стимулирующих импульсов [32]. В данном устройстве амплитуда стимулирующих импульсов увеличивается от нуля до значения, превышающего порог возбуждения. Электрическая эффективность стимулов контролируется по наличию QRS-комплекса в определенном временном интервале после нанесения стимулирующего импульса. Для этого синхримпульсы, запускающие формирователь стимулирующих импульсов, подаются также на запуск генератора строб-импульсов. Последние поступают на один из входов схемы запрета и на выделитель экстрасистол и открывают его для выделения QRS-комплексов, вызванных стимулирующими импульсами. Если в течение действия строб-импульса не произошло выделения экстрасистолы, от схемы запрета на формирователь сигнала увеличения амплитуды поступает импульс, который далее подается на интегратор. Выходное напряжение интегратора определяет амплитуду стимулирующих импульсов. Формирователь сигнала уменьшения амплитуды обеспечивает медленное непрерывное уменьшение амплитуды после превышения стимулирующими импульсами порога возбуждения. Тем самым обеспечивается периодическая проверка порога возбуждения миокарда и коррекция амплитуды стимулирующих импульсов.

В полностью автоматизированном ЭКС должны содержаться системы управления как задержкой, так и амплитудой стимулирующих импульсов. В рассмотренных ЭКС в качестве критерия установки задержки и амплитуды стимулирующих импульсов используется наличие искусственно вызванного QRS-комплекса после стимулирующего импульса. Если при регулировании амплитуды этого критерия вполне достаточно, то при регулировании задержки урежающего стимулирующего импульса для ограничения ее максимального значения необходимо использовать проверку отсутствия механического сокращения миокарда при возбуждении сердца урежающим стимулирующим импульсом.

На рис. 1.38 приведена структурная схема ЭКС, в котором для автоматического регулирования задержки используется сигнал внутрижелудочкового давления. На рис. 1.39 приведены диаграммы напряжений, поясняющие работу аппарата.

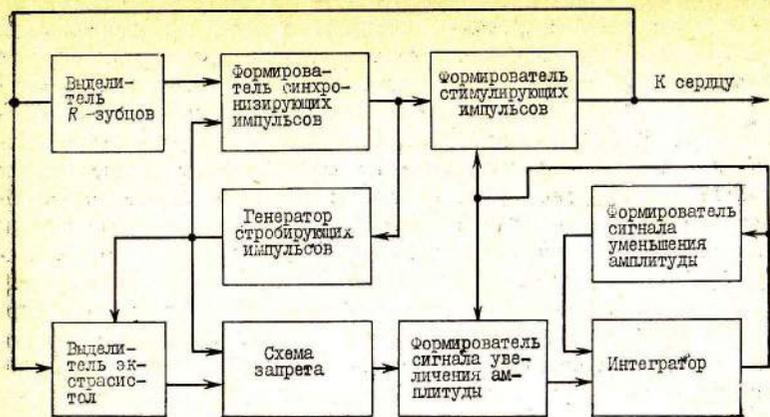


Рис. 1.37. Структурная схема ЭКС для автоматического урежения сердечного ритма

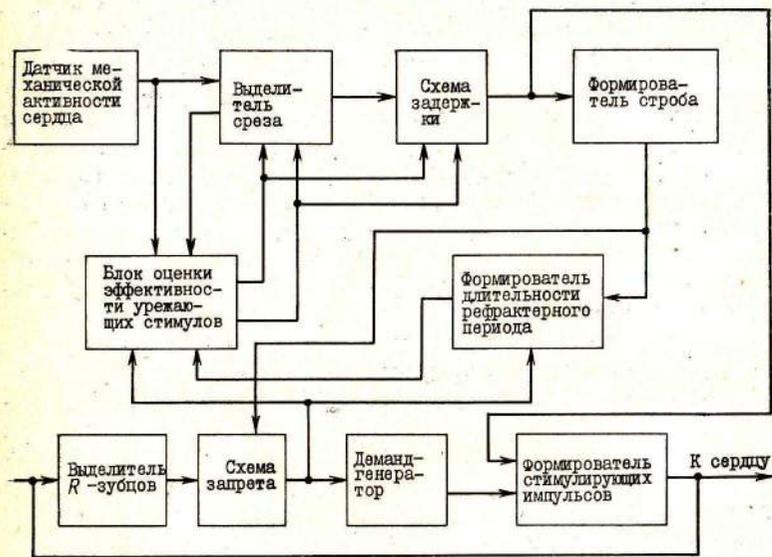


Рис. 1.38. Структурная схема ЭКС с автоматической регулировкой параметров стимулирующих импульсов по сигналу внутрижелудочкового давления

Электрокардиостимулятор содержит датчик механической активности сердца, выделитель среза, схему задержки, формирователь строба, выделитель R-зубцов, схему запрета, деманд-генератор, формирователь длительности рефрактерного периода, блок оценки эффек-

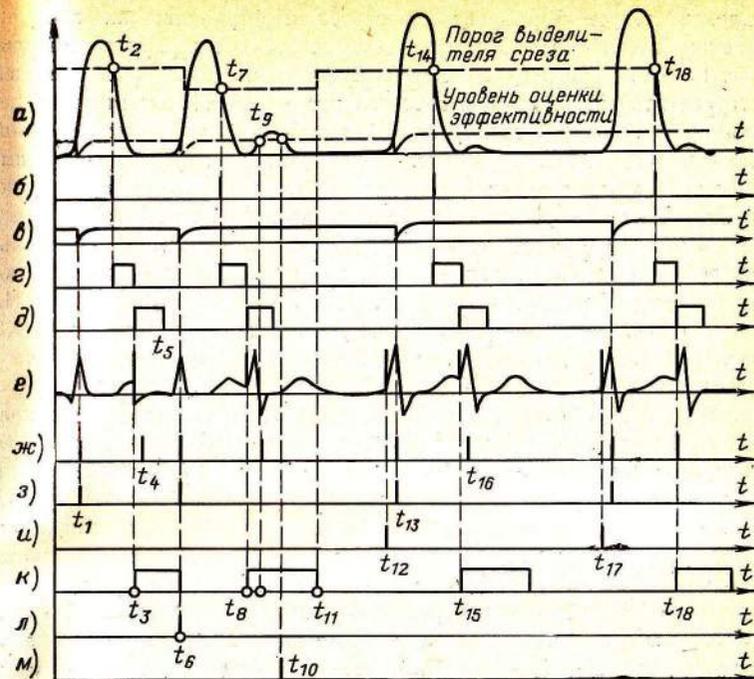


Рис. 1.39. Временные диаграммы работы ЭКС с автоматической регулировкой по сигналу внутрижелудочкового давления

тивности урежающих стимулов и формирователь стимулирующих импульсов.

Датчик механической активности сердца формирует сигнал, пропорциональный величине внутрижелудочкового давления. Во время систолического сокращения желудочков на выходе датчика механической активности сердца возникает импульсный сигнал, соответствующий подъему давления во время систолы (рис. 1.39,а). Этот сигнал поступает на выделитель среза, формирующий импульсы, совпадающий с определенной точкой среза волн давления (рис. 1.39, б, моменты t_2, t_7, t_{14}, t_{18}); положение которой зависит от порогового напряжения. Сигнал с выхода выделителя среза подается на вход схемы задержки. Кроме того, выделитель среза формирует напряжение, амплитуда которого составляет определенную часть, например 0,1, максимальной амплитуды выходного сигнала датчика механической активности сердца (рис. 1.39,в). Это напряжение поступает на один из входов блока оценки эффективности урежающих стимулов. Схема задержки вырабатывает импульс (рис. 1.39,г), срезом которого осуще-

ствляется запуск формирователя строба и формирователя стимулирующих импульсов. Формирователь строба генерирует импульс (рис. 1.39, *д*, интервал t_3-t_5) с длительностью, несколько превышающей интервал времени, в течение которого после нанесения стимулирующего импульса на ЭКГ возникает вызванный им экстрасистолический QRS-комплекс, например 50 мс. Формирователь стимулирующих импульсов в момент появления среза выходного импульса схемы задержки вырабатывает урежающий стимулирующий импульс, который совпадает по времени с конечной фазой систолы — зоной относительной рефрактерности и, таким образом, вызывает гемодинамически неэффективную экстрасистолу (рис. 1.39, *е*, моменты t_8, t_{15}, t_{19}). На вход выделителя R-зубцов поступает внутриполостная ЭКГ (рис. 1.39, *е*). При появлении QRS-комплекса или стимулирующего импульса выделитель R-зубцов формирует синхросимпульсы (рис. 1.39, *ж*, моменты $t_1, t_4, t_6, t_9, t_{13}, t_{16}$), которые поступают на вход схемы запрета. Схема запрета пропускает импульсы, соответствующие естественным или гемодинамически эффективным вызванным QRS-комплексам, и не пропускает QRS-комплексы, вызванные урежающими стимулами (рис. 1.39, *з*), так как в это время она заперта выходным импульсом формирователя строба. Выходные импульсы схемы запрета подаются на один из входов формирователя длительности рефрактерного периода, а также осуществляют сброс деманд-генератора. Последний вырабатывает импульсы с периодом следования, равным выбранной длительности сердечного цикла (рис. 1.39, *и*, интервал $t_{12}-t_{17}$), которые поступают на вход формирователя стимулирующих импульсов. При этом формирователь стимулирующих импульсов вырабатывает импульсы, которые вызывают эффективное сокращение желудочков. Если же естественный QRS-комплекс появляется после предыдущего гемодинамически эффективного QRS-комплекса через время, меньшее периода деманд-генератора (рис. 1.39, *е*, момент t_6), то соответствующий ему импульс схемы запрета сбрасывает деманд-генератор и очередной гемодинамически эффективный стимул наносится по истечении времени, равного периоду деманд-генератора (рис. 1.39, *е*, интервал t_6-t_{12}).

Таким образом, после включения устройства и появления QRS-комплекса и соответствующей ему волны желудочкового давления в устройстве формируются два стимулирующих импульса: один наносится на сердце в конечной фазе систолы и вызывает гемодинамически неэффективную экстрасистолу и удлинение рефрактерного периода, второй наносится на сердце через время, равное периоду деманд-генератора, и вызывает эффективное сокращение желудочков. Последующие стимулирующие импульсы формируются аналогичным образом с задержкой относительно последнего эффективного сокращения желудочков и соответствующего ему QRS-комплекса.

Формирователь длительности рефрактерного периода вырабатывает импульс (рис. 1.39, *к*, интервалы t_3-t_6, t_8-t_{11}), начало которого совпадает с моментом нанесения урежающего стимула, а длитель-

ность равна длительности задержки этого стимула относительно предыдущего QRS-комплекса.

Блок оценки эффективности урежающих стимулов осуществляет оценку электрической и механической эффективности урежающих импульсов стимуляции. Если во время действия импульса формирователя длительности рефрактерного периода появляется естественный QRS-комплекс (рис. 1.39, *е*, момент t_6), то это свидетельствует об электрической неэффективности предшествующего урежающего стимула (рис. 1.39, *е*, момент t_3). Тогда с одного из выходов блока оценки эффективности урежающих стимулов на один из входов выделителя среза и на один из входов схемы задержки подается импульс (рис. 1.39, *а*), уменьшается порог выделения среза, увеличивается длительность импульса схемы задержки и, таким образом, увеличивается задержка урежающих стимулов относительно предшествующих QRS-комплексов. Если во время действия импульса формирователя длительности рефрактерного периода сигнал механической активности сердца превысит пороговое значение (рис. 1.39, *а*, интервал t_9-t_{10}), то это свидетельствует о гемодинамической эффективности урежающего стимула (рис. 1.39, *е*, момент t_8), и с одного из выходов блока оценки эффективности урежающих стимулов на один из входов выделителя среза и на один из входов схемы задержки подается импульс (рис. 1.39, *м*, момент t_{10}). При этом увеличивается порог выделения среза импульса (рис. 1.39, *а*, момент t_{11}), уменьшается длительность задержки и, таким образом, уменьшается задержка урежающих стимулов относительно предшествующих QRS-комплексов.

Несмотря на указанные меры повышения безопасности урежающей стимуляции, имеется вероятность возникновения фибрилляции желудочков. Поэтому в настоящее время, по-видимому, преждевременным является создание ЭКС, автоматически включающихся в режим урежения сердечного ритма по сигналу монитора при возникновении тахикардии [29]. При включении урежающей стимуляции считается обязательным присутствие врача, который может быстро применить дефибрилляцию желудочков и осуществлять другие реанимационные мероприятия.

Электрокардиостимуляторы для измерения порога возбуждения сердца

Порог возбуждения миокарда является одним из основных параметров, определяющих надежность электростимуляционного управления сердечным ритмом. Поэтому рассмотрение электронных устройств для его измерения, особенностей их проектирования и применения может представлять интерес для специалистов.

Особенно серьезное значение приобретает вопрос измерения порога возбуждения при имплантации ЭКС для постоянной стимуляции. Причиной этого является зависимость порога возбуждения от положе-

ния стимуляционного электрода. Для достижения наилучших условий стимуляции нужно осуществлять поиск оптимального положения электрода по минимуму порога возбуждения.

Как правило, при имплантации ЭКС для постоянной стимуляции измерение порога возбуждения осуществляется с помощью специализированных ЭКС. Многие из них работают в асинхронном режиме, позволяют регулировать амплитуду тока стимулирующих импульсов и измерять амплитуду их напряжения.

Структурная схема одного из таких ЭКС приведена на рис. 1.40. В связи с тем что порог возбуждения зависит от длительности стимулирующих импульсов, в схеме предусмотрена регулировка длительности, позволяющая при измерении порога возбуждения устанавливать ее значение, равное значению длительности импульсов конкретного имплантируемого ЭКС. В схеме предусмотрены также регулировка частоты следования и амплитуды тока стимулирующих импульсов и измерение амплитуды их напряжения.

Методически измерение порога возбуждения осуществляется следующим образом. Устанавливают частоту стимулирующих импульсов, несколько превышающую частоту сердечного ритма, и постепенно увеличивают их амплитуду до возникновения возбуждения миокарда, характеризующегося появлением экстрасистолического QRS-комплекса после нанесения очередного стимулирующего импульса. Зафиксировав значение амплитуды стимулирующего тока, получают значение порога возбуждения по току, а с помощью соответствующей измерительной схемы (рис. 1.40) получают и значение порога возбуждения по напряжению.

Однако следует отметить, что рассмотренная структура измерительного ЭКС не лишена недостатков. Для их оценки следует обратиться прежде всего к эквивалентной схеме имплантированной электродной системы и стимулируемых тканей. Сопротивление такой системы носит емкостный характер; ее эквивалентная схема представлена на рис. 1.41.

При небольшом выходном сопротивлении ЭКС и прямоугольной форме выходного импульса напряжения сила тока стимуляции $i(t)$ уменьшается по мере заряда конденсатора C_n (рис. 1.42, а). При большом выходном сопротивлении ЭКС и прямоугольной форме импульса тока напряжение на тканях возрастает по мере заряда конденсатора C_n (рис. 1.42, б). Таким образом, характер изменения тока и напряжения стимулирующих импульсов зависит от выходного сопротивления. Поскольку порог возбуждения зависит от формы стимулирующего импульса, для увеличения точности измерения порога выходное сопротивление измерительного ЭКС должно соответствовать выходному сопротивлению имплантируемого ЭКС. Кроме того, при малом выходном сопротивлении стимуляторов должны быть одинаковыми и емкости их выходных конденсаторов. Из этого следует, что более оправданными являются такие структуры измерительных ЭКС,



Рис. 1.40. Структурная схема ЭКС для измерения порога возбуждения сердца

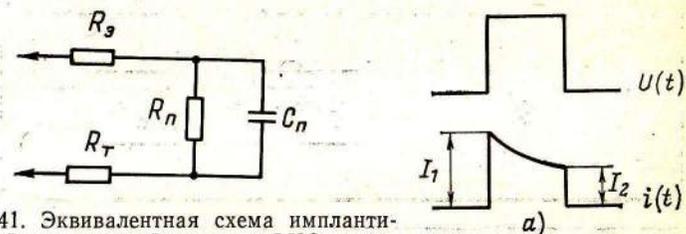
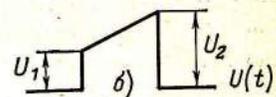


Рис. 1.41. Эквивалентная схема имплантированной электродной системы ЭКС:

C_n и R_n — емкость и сопротивление перехода электрод — ткань; $R_э$ — сопротивление электрода; $R_т$ — сопротивление тканей тела

Рис. 1.42. Характер изменения тока $i(t)$ и напряжения $u(t)$ стимулирующего импульса при малом (а) и большом (б) выходном сопротивлениях ЭКС



в которых предусмотрены два самостоятельных выхода — по напряжению и по току.

Говоря о выборе режимов работы измерительного ЭКС, следует иметь в виду, что при измерении порога возбуждения с помощью асинхронного стимулятора часть стимулирующих импульсов формируется в интервалах времени, соответствующих зонам абсолютной рефрактерности или повышенного порога возбуждения сердца. Следовательно, эти импульсы не участвуют в измерении порога, что приводит к увеличению продолжительности измерительного процесса. Таким образом, более предпочтительным режимом формирования стимулирующих импульсов является такой, при котором формирователь запускается импульсами, задержанными относительно QRS-комплексов ЭКГ. На рис. 1.43 приведена структурная схема такого ЭКС для автоматического измерения порога возбуждения [33].

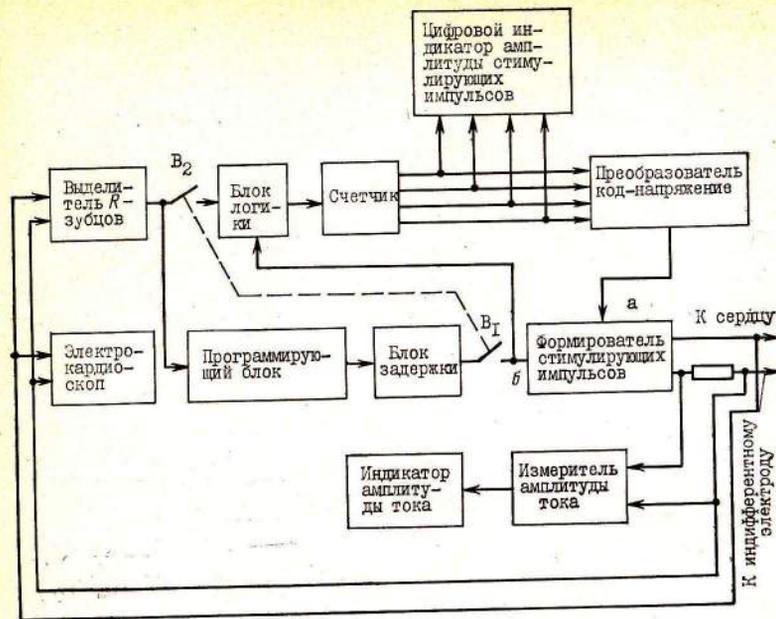


Рис. 1.43. Структурная схема ЭКС для автоматического измерения порога возбуждения сердца

На вход выделителя R-зубцов подается электрокардиографический сигнал со стандартных отведений. С выхода выделителя запускающие импульсы, соответствующие R-зубцу ЭКГ, подаются на входы блока логики и программирующего блока. При измерении порога возбуждения через программирующий блок на вход блока задержки проходит каждый k -й запускающий импульс. Величина задержки устанавливается такой, чтобы стимулирующий импульс формировался в нужной области сердечного цикла.

При включении аппарата на счетчике записывается 1. Код этого числа, соответствующий минимальной амплитуде стимулирующих импульсов (например, 0,1 В), с выходов счетчика поступает на входы преобразователя код — напряжение; сигнал с выхода преобразователя код — напряжение поступает на управляющий вход a формирователя стимулирующих импульсов.

После замыкания контактов переключателей V_1 и V_2 в момент прихода импульсов с выхода блока задержки на вход b запуска формирователя на выходе последнего формируются стимулирующие импульсы, которые через электроды поступают на сердце. Одновременно импульсы с выхода блока задержки через контакты переключателя V_1 поступают на вход блока логики. Если сердце не откликнется на первый стимулирующий импульс, то блок логики формирует импульс,

который поступает на вход счетчика и увеличивает записанное на нем число до 2. В результате новое значение напряжения с выхода преобразователя код — напряжение поступает на управляющий вход формирователя стимулирующих импульсов, и при приходе на его запускающий вход очередного импульса с выхода блока задержки будет сформирован стимулирующий импульс большей амплитуды (например, 0,2 В). Если и этот стимул не вызовет отклика сердца, то на вход счетчика с выхода блока логики поступает еще один импульс, увеличивающий амплитуду стимулирующих импульсов, и т. д. Процесс увеличения амплитуды будет продолжаться до тех пор, пока очередной стимулирующий импульс не станет эффективным, т. е. не вызовет возбуждения сердца, после чего амплитуда стимулирующих импульсов фиксируется, оставаясь выше порогового значения на величину, меньшую приращения амплитуды стимулирующего импульса за один цикл. Оценка эффективности стимулирующих импульсов может осуществляться либо по наличию QRS-комплекса ЭКГ в ограниченном интервале времени после момента формирования стимулирующего импульса, либо по изменению частоты возникновения QRS-комплексов, т. е. по изменению частоты сердечных сокращений.

Электронно-измерительные средства для «наблюдения» за положением эндокардиального электрода при его имплантации

Измерение порога возбуждения сердца позволяет контролировать качество установки эндокардиального электрода после его введения. Однако само введение эндокардиального электрода является не менее ответственной и сложной процедурой из-за ряда особенностей строения сердечно-сосудистой системы. Из верхней полой вены электрод может попасть в нижнюю полую вену, минуя предсердие и желудочек; введение электрода из правого предсердия в правый желудочек тоже сопряжено с рядом трудностей: электрод может упереться в стенку предсердия или образовать петлю [34].

Наиболее распространенным методом контроля за введением и определения локализации эндокардиального электрода в настоящее время является контроль при помощи рентгеновской установки с электронно-оптическим преобразователем [35]. Недостатками этого метода являются большие габариты рентгеновской установки, необходимость специального помещения и защиты медперсонала от рентгеновского излучения. Пациент за время имплантации может получить значительную дозу облучения. Кроме того, в связи с низкой рентгеноконтрастностью сердечной мышцы применение рентгеновского аппарата не обеспечивает требуемой точности определения положения эндокардиального электрода относительно миокарда, в частности невозможно своевременно обнаружить пенетрацию эндокардиального электрода в сердечную мышцу. И, наконец, рентгеновская установка не может быть использована службой скорой помощи для экстренного введения эндокардиального электрода.

Таким образом, актуальной и перспективной задачей является создание портативных электронных средств, которые позволили бы осуществлять «наблюдение» за перемещением конца эндокардиального электрода в процессе введения последнего в сердце и заменить в ряде случаев громоздкое и дорогостоящее рентгеновское оборудование. Эти средства в сочетании с измерительными ЭКС позволили бы упростить и сделать достаточно надежной (в том числе и в условиях скорой помощи) процедуру имплантации эндокардиальных электродов.

Определять локализацию конца электрода с грациями «сосуды», «предсердие», «желудочек» можно во время введения электрода по синхронным записям внешней и внутрисполостной ЭКГ. Внешняя ЭКГ записывается со стандартных отведений и необходима для идентификации зубцов внутрисполостной ЭКГ. Внутрисполостная ЭКГ снимается с вводимого эндокардиального электрода, положение которого определяется по амплитудам *P*- и *R*-зубцов внутрисполостной ЭКГ [36]. Неавтоматический анализ внутрисполостной ЭКГ во время имплантации требует дополнительного участия специалиста высокой квалификации, однако этот метод может быть сравнительно легко автоматизирован.

В результате исследования потенциалов, возникающих при возбуждении полосок миокарда животных, было установлено, что при контакте микроэлектрода с поврежденными клетками миокарда регистрируются специфические импульсы потенциала повреждения, длительность которых соответствует продолжительности всего процесса электрического возбуждения клеток [37]. При регистрации ЭКГ длительность *QRS*-комплекса соответствует времени распространения возбуждения по миокарду; она значительно меньше периода времени, в течение которого клетка находится в возбужденном состоянии [38]. Можно предположить, что потенциалы повреждения будут регистрироваться и при повреждении клеток миокарда эндокардиальным электродом при его пенетрации в сердечную мышцу; тогда пенетрация эндокардиального электрода сравнительно просто может быть диагностирована по форме внутрисполостной ЭКГ.

Для создания устройства автоматического определения локализации эндокардиального электрода изучены статистические характеристики параметров зубцов внутрисполостной ЭКГ, разработаны алгоритмы распознавания локализации эндокардиального электрода, произведена оценка вероятностей ошибок распознавания (в том числе исследованы потенциалы, регистрируемые при пенетрации эндокардиального электрода в миокард желудочков, и разработаны алгоритмы распознавания пенетрации электрода в миокард).

Для статистического анализа характеристик электрокардиоимпульсов записывали ЭКГ в стандартных отведениях и внутрисполостную ЭКГ непосредственно с вводимого эндокардиального электрода. Локализация дистального конца электрода определялась по рентгенограммам. В качестве регистрирующего прибора были использованы «Мингограф-21» и «Мингограф-81», причем эндокардиальный электрод для

регистрации внутрисполостной ЭКГ подключали ко входу грудного электрода и осуществляли запись по схеме регистрации ЭКГ с грудных отведений.

В результате исследования внутрисполостной ЭКГ установлено, что пенетрация дистального конца эндокардиального электрода в мышцу желудочка сопровождается характерным изменением формы ЭКГ, снимаемой с эндокардиального электрода. Типичные формы внутрисполостной ЭКГ при локализации дистального конца эндокардиального электрода в желудочке, при плотном прижатии конца электрода к стенке желудочка и при пенетрации электрода в миокард желудочка приведены на рис. 1.44. При пенетрации конца электрода в миокард возникает монофазный потенциал повреждения, амплитуда которого приблизительно равна или чуть больше амплитуды *QRS*-комплекса при неповрежденной мышце желудочка, а длительность значительно больше длительности *QRS*-комплекса без повреждения и равна длительности электрической систолы желудочков сердца.

На рис. 1.45 приведены графики зависимости вероятности ошибки распознавания $p_{ош}$ от порога $A_{пор}$ для случаев использования в качестве признаков распознавания положения электрода по грациям сосуда — предсердие амплитуд *P*- и *R*-зубцов внутрисполостной ЭКГ. Как видно из рис. 1.45, наименьшая вероятность ошибки распознавания $p_{ош} = 5,6\%$ имеет место при использовании в качестве признака амплитуды *P*-зубца и пороге $(A_P)_{пор, опт} = 1,0 \div 1,1$ мВ.

На рис. 1.46 приведены графики зависимости вероятности ошибки распознавания по грациям сосуда — желудочек от величины порога. Как и следовало ожидать, минимальные ошибки распознавания положения дистального конца эндокардиального электрода наблюдаются при использовании в качестве признака амплитуды *R*-зубца внутрисполостной ЭКГ. Оптимальное пороговое значение амплитуды *R*-зубца составляет $(A_R)_{пор, опт} = 2 \div 2,2$ мВ, а вероятность ошибки распознавания $p_{ош} = 2\%$.

На рис. 1.47 приведены вероятностные характеристики распознавания, из которых видно, что наилучшие результаты распознавания локализации эндокардиального электрода по грациям предсердие — желудочек наблюдаются при использовании в качестве признака отношения амплитуд *P*- и *R*-зубцов. При этом ошибок распознавания не наблюдалось при пороговом значении отношения амплитуд $(A_P/A_R)_{пор, опт} = 0,2 \div 0,56$.

Определение локализации дистального конца эндокардиального электрода можно осуществлять по следующим критериям:

- электрод находится в сосудах, если $A_P < 1,0 \div 1,1$ мВ; $A_R < 2,0 \div 2,2$ мВ;
- электрод находится в предсердии, если $A_P > 1,0 \div 1,1$ мВ; $A_P/A_R > 0,20 \div 0,56$;
- электрод находится в желудочке, если $A_R > 2,0 \div 2,2$ мВ; $A_P/A_R > 0,20 \div 0,56$.

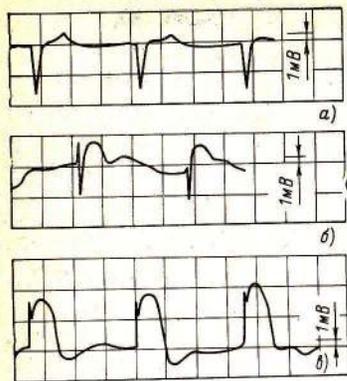


Рис. 1.44. Внутриполостная ЭКГ при локализации электрода в желудочке (а), при плотном прижатии электрода к стенке желудочка (б) и при пенетрации электрода в мышцу желудочка (в)

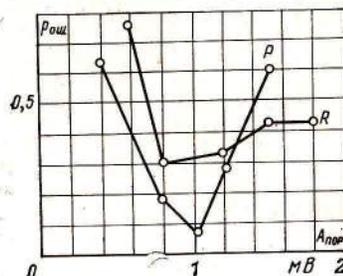


Рис. 1.45. Графики зависимости вероятности ошибок распознавания сосуда — предсердие $P_{ош}$ по амплитудам P - и R -зубцов от порога $A_{пор}$

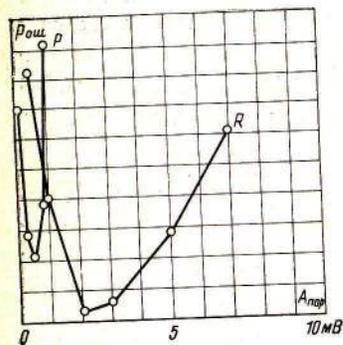


Рис. 1.46. Графики зависимости вероятностей ошибок распознавания сосуда — желудочек $P_{ош}$ по амплитудам P - и R -зубцов от порога $A_{пор}$

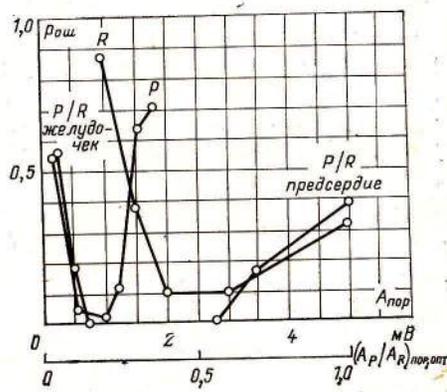


Рис. 1.47. Графики зависимости вероятностей ошибок распознавания предсердие — желудочек $P_{ош}$ от порога при распознавании по амплитудам P - и R -зубцов $A_{пор}$ и по отношению амплитуд P - и R -зубцов $(A_P/A_R)_{пор}$

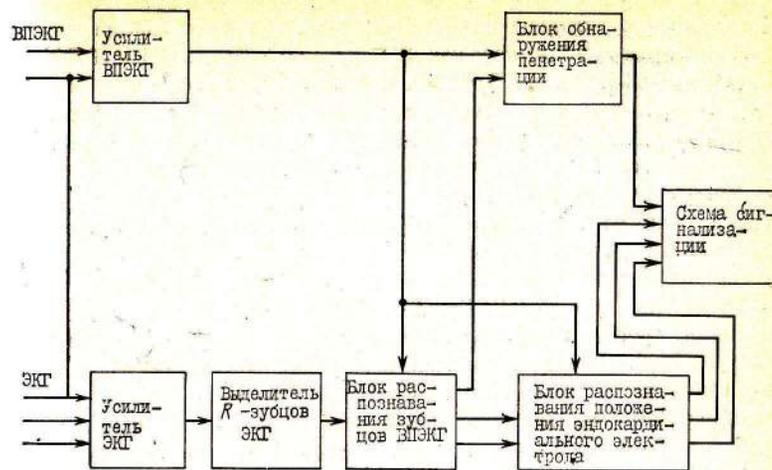


Рис. 1.48. Структурная схема устройства распознавания локализации эндокардиального электрода

Как было установлено в результате исследования внутриполостной ЭКГ, при пенетрации дистального конца эндокардиального электрода в миокард желудочков регистрируется монофазный потенциал повреждения положительной полярности, длительность которого равна длительности электрической систолы желудочков и превышает 320 мс, тогда как максимальная длительность QRS -комплекса не превышает 200 мс. Таким образом, пенетрация в миокард эндокардиального электрода может быть определена по увеличению длительности R -зубца внутриполостной ЭКГ до значений, превышающих 200—300 мс.

Итак, локализацию дистального конца эндокардиального электрода можно определять путем анализа амплитуд P - и R -зубцов внутриполостной ЭКГ, а его пенетрацию в миокард желудочков — по увеличению длительности R -зубца внутриполостной ЭКГ.

Структурная схема устройства для определения локализации эндокардиального электрода приведена на рис. 1.48 [39].

Как было отмечено ранее, для измерения амплитуд зубцов внутриполостной ЭКГ прежде всего необходимо осуществить их распознавание. Распознавать зубцы внутриполостной ЭКГ можно по их временному положению относительно QRS -комплекса ЭКГ, регистрируемой в наружных отведениях, для чего в состав устройства должны быть включены выделитель R -зубцов ЭКГ и блок распознавания зубцов внутриполостной ЭКГ.

На усилитель ЭКГ подается электрокардиографический сигнал со стандартных отведений, а на усилитель внутриполостной электрокар-

диограммы — с эндокардиального электрода (на схеме внешняя электрокардиограмма обозначена как ЭКГ, внутриполостная — как ВПЭКГ). С выхода усилителя ЭКГ сигнал поступает на выделитель R-зубцов ЭКГ. Отсюда импульсы, соответствующие R-зубцам, поступают на один из входов блока распознавания зубцов ВПЭКГ, на второй вход которого поступает внутриполостной электрокардиографический сигнал с выхода усилителя ВПЭКГ.

На один из входов блока обнаружения пенетрации поступает внутриполостной электрокардиографический сигнал, а на второй — импульсы, формируемые в момент появления R-зубцов, с выхода блока распознавания зубцов ВПЭКГ. В блоке осуществляется анализ длительности зубцов внутриполостной ЭКГ, соответствующих R-зубцам внешней ЭКГ. Сигнал о наличии пенетрации эндокардиального электрода поступает с его выхода на схему сигнализации.

Импульсы с выхода блока распознавания зубцов ВПЭКГ, соответствующие P- и R-зубцам, и внутриполостной электрокардиографический сигнал с выхода усилителя ВПЭКГ поступают на входы блока распознавания положения эндокардиального электрода, с выхода которого сигналы о положении электрода в данный момент времени поступают на схему сигнализации.

Более подробно принцип построения канала распознавания положения эндокардиального электрода по указанным градациям поясняется на рис. 1.49. На рис. 1.50 приведены диаграммы сигналов на выходах соответствующих блоков.

Электрокардиографический сигнал (рис. 1.50,а) поступает на вход выделителя R-зубцов ЭКГ. С выхода выделителя R-зубцов ЭКГ импульсы, соответствующие R-зубцу, поступают на формирователь стробирующих импульсов. Здесь формируются импульсы (рис. 1.50,б), длительность τ_n которых на несколько десятков микросекунд превышает длительность электрической систолы и подчиняется, например, следующей функциональной зависимости от текущей длительности сердечных циклов:

$$\tau_n = 0,45 \sqrt[3]{T_{\text{ц}}}$$

где $T_{\text{ц}}$ — длительность сердечного цикла.

Электрокардиографический сигнал с выхода усилителя ВПЭКГ (рис. 1.50,в) поступает на входы блока измерения амплитуды зубцов ВПЭКГ и селектора зубцов ВПЭКГ. Селектор зубцов ВПЭКГ формирует импульсы (рис. 1.50,г) длительностью 90 мс, если крутизна сигнала внутриполостной ЭКГ превышает 15 мВ/с. Блок измерения амплитуды зубцов ВПЭКГ состоит из двухполупериодного и пикового детекторов; на его выходе образуется сигнал (рис. 1.50,ж), соответствующий максимальной амплитуде очередного зубца ЭКГ. Сброс пикового детектора осуществляется задним фронтом импульсов с выхода селектора зубцов ВПЭКГ.

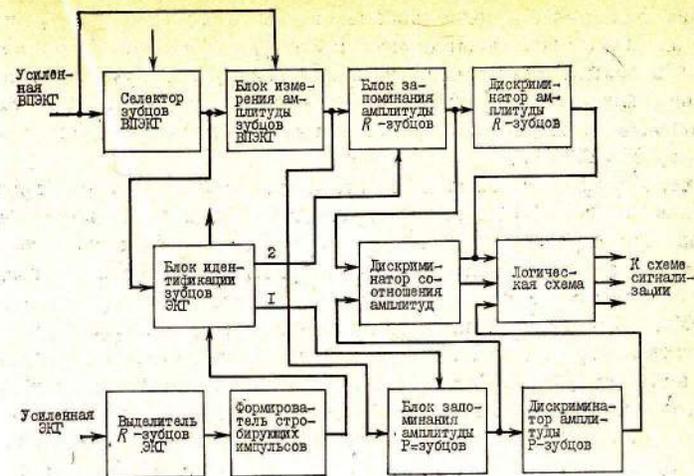


Рис. 1.49. Структурная схема канала распознавания локализации эндокардиального электрода по градациям: сосуды — предсердие — желудочек

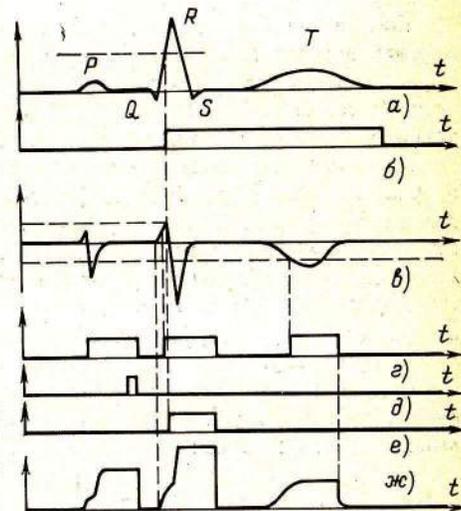


Рис. 1.50. Временные диаграммы работы схемы распознавания локализации эндокардиального электрода по градациям: сосуды — предсердие — желудочек

На блок идентификации зубцов ЭКГ поступают сигналы с выходов селектора зубцов ВПЭКГ (рис. 1.50,г) и формирователя стробирующих импульсов (рис. 1.50,б). Если в течение 70 мс после формирования импульса на выходе селектора зубцов ВПЭКГ не будет сформирован сигнал на выходе формирователя стробирующих импульсов, то это означает, что указанный импульс соответствует R-зубцу внутриполостной ЭКГ. В таком случае с выхода блока идентификации

зубцов ЭКГ импульс длительностью менее 10 мс (рис. 1.50, д) поступает на вход блока запоминания амплитуды *P*-зубцов. В последнем блоке в момент поступления указанного импульса происходит запоминание значений напряжения, поступающего на другой вход блока запоминания амплитуды *P*-зубцов с выхода блока измерения амплитуды зубцов *ВПЭКГ*.

Если импульс на выходе селектора зубцов *ВПЭКГ* будет сформирован не позднее 30 мс после формирования сигнала на выходе формирователя стробирующих импульсов или сигнал на выходе формирователя стробирующих импульсов будет сформирован не позднее 70 мс после возникновения импульсов на выходе селектора зубцов *ВПЭКГ*, то указанный импульс соответствует *QRS*-комплексу; тогда на втором выходе блока идентификации зубцов ЭКГ будет сформирован импульс (рис. 1.50, е), момент окончания которого совпадает с моментом окончания импульса на выходе селектора зубцов *ВПЭКГ* и который поступает на один из входов блока запоминания амплитуды *R*-зубцов. В этом блоке происходит запоминание значений напряжения, поступающего на его второй вход с выхода блока измерения амплитуды зубцов *ВПЭКГ*.

Если импульс на выходе селектора зубцов *ВПЭКГ* будет сформирован позднее 70 мс после возникновения сигнала на выходе формирователя стробирующих импульсов, то это означает, что указанный импульс соответствует *T*-зубцу ЭКГ и на выходах блока идентификации зубцов ЭКГ импульсы формироваться не будут.

Местоположение эндокардиального электрода определяется в зависимости от амплитуд *P*- и *R*-зубцов ЭКГ, а также их отношения. Для этого сигналы, соответствующие амплитудам *P*- и *R*-зубцов, поступают с выходов блока запоминания амплитуды *P*-зубцов и блока запоминания амплитуды *R*-зубцов на входы дискриминатора амплитуды *P*-зубцов, дискриминатора соотношения амплитуд и дискриминатора амплитуды *R*-зубцов, а сигналы с их выходов поступают на логическую схему.

Сигнал *A* на выходе дискриминатора амплитуды *P*-зубцов формируется, если амплитуда *QRS*-комплекса внутриполостной ЭКГ A_R превышает $a_0 = 2,0 \div 2,2$ мВ:

$$A = \text{sign}(A_R - a_0).$$

Сигнал *B* на выходе дискриминатора соотношения амплитуд формируется, если отношение амплитуды *P*-зубца (A_P) к амплитуде *R*-зубца (A_R) превышает $b_0 = 0,20 \div 0,56$:

$$B = \text{sign}(A_P/A_R - b_0).$$

Сигнал *C* на выходе дискриминатора амплитуды *P*-зубцов формируется, если амплитуда *P*-зубцов превышает $c_0 = 1,0 \div 1,1$ мВ:

$$C = \text{sign}(A_P - c_0).$$

Сигналы с выходов дискриминаторов амплитуды поступают на вход блока логики. Если сигналы на выходах дискриминаторов ампли-

туд *P*- и *R*-зубцов отсутствуют, то на выходе блока логики формируется сигнал $x=1$, свидетельствующий о том, что электрод находится в сосудах:

$$x = \bar{A} \cdot \bar{B}.$$

Если присутствуют сигналы на выходах дискриминатора амплитуды *P*-зубцов и дискриминатора отношения амплитуд, то на выходе блока логики формируется сигнал $y=1$, свидетельствующий о том, что электрод находится в предсердии:

$$y = A \cdot C.$$

Если присутствует сигнал на выходе дискриминатора амплитуды *R*-зубцов и отсутствует сигнал на выходе дискриминатора отношения амплитуд, то на выходе блока логики формируется сигнал $z=1$, свидетельствующий о том, что электрод находится в желудочке:

$$z = B \cdot \bar{C}.$$

Сигналы с выходов блока логики поступают на входы блока сигнализации.

В качестве примера реализации канала определения пенетрации электрода в миокард желудочков можно рассмотреть устройство [40], структурная схема которого приведена на рис. 1.51. Диаграммы сигналов, поясняющие работу канала, приведены на рис. 1.52.

При отсутствии пенетрации сигнал на выходе усилителя *ВПЭКГ* (на входе двухполупериодного детектора) представляет собой последовательность *QRS*-комплексов и *P*- и *T*-зубцов (слева на рис. 1.52, а). При пенетрации электрода внутриполостная ЭКГ представляет собой последовательность монофазных потенциалов повреждения (справа на рис. 1.52, а).

Сигнал на выходе двухполупериодного детектора представляет собой последовательность импульсов одинаковой полярности, соответствующих зубцам внутриполостной ЭКГ (слева на рис. 1.52, б) или монофазному потенциалу повреждения (справа на рис. 1.52, б). С выхода двухполупериодного детектора сигнал подается на вход делителя напряжения с коэффициентом передачи $K_d = 0,6 \div 0,8$, на один из входов компаратора и на дифференцирующую цепь. Сигнал с выхода делителя напряжения (рис. 1.52, в) подается на вход пикового детектора, который осуществляет запоминание максимального значения этого сигнала (рис. 1.52, в). Постоянная времени разряда пикового детектора выбирается в несколько раз большей длительности сердечного цикла (например, 20 с). Выходной сигнал пикового детектора (рис. 1.52, в) подается на один из входов компаратора и используется в качестве порогового напряжения. При превышении сигналом, подаваемым на другой вход компаратора с двухполупериодного детектора, порогового напряжения на выходе компаратора формируются импульсы, соответствующие по времени и длительности *QRS*-комплексам

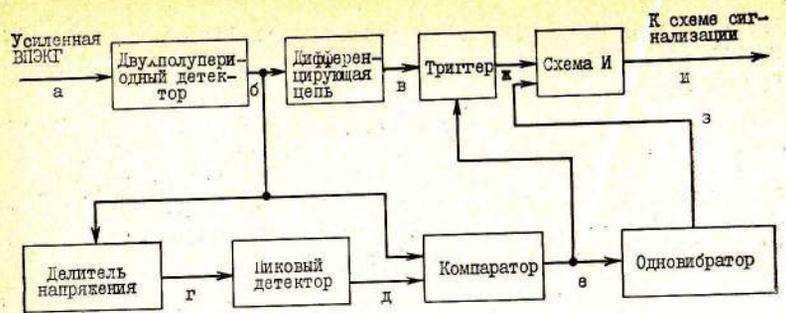


Рис. 1.51. Структурная схема канала определения пенетрации электрода в миокард желудочков

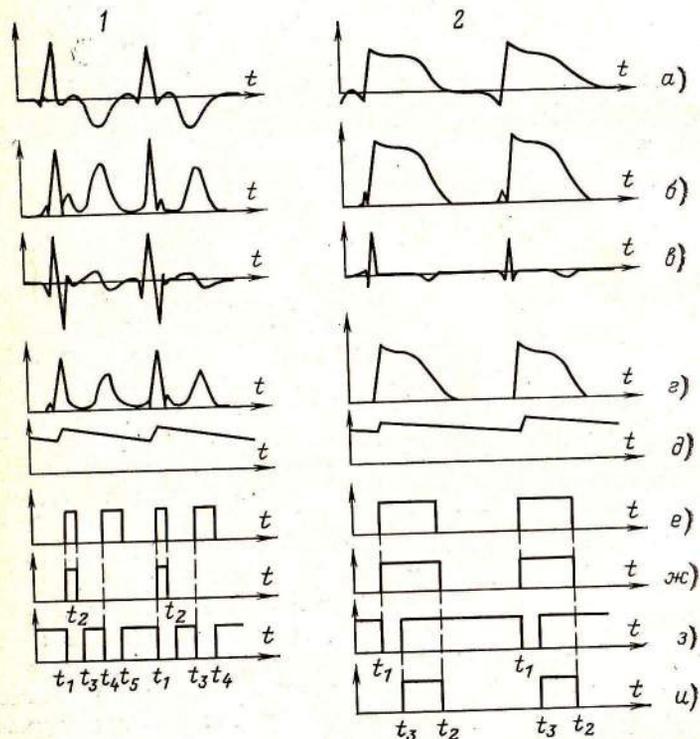


Рис. 1.52. Временные диаграммы сигналов на выходах отдельных блоков канала определения пенетрации (1 — без пенетрации, 2 — при пенетрации)

и T-зубцам ЭКГ (слева на рис. 1.52,е) или монофазным потенциалам повреждения (справа на рис. 1.52,е), которые подаются на входы триггера и одновибратора.

Триггер принимает единичное состояние под воздействием импульсов с выхода дифференцирующей цепи (рис. 1.52,в), соответствующих началу QRS-комплекса или монофазного потенциала повреждения (рис. 1.52,ж) и достигающих необходимой для переброса триггера амплитуды при превышении первой производной входного сигнала определенного значения (20—50 мВ/с). Триггер находится в единичном состоянии до момента t_2 окончания выходного импульса компаратора (рис. 1.52,е), задним фронтом которого осуществляется переброс триггера в исходное состояние. Сигналы с выхода триггера (рис. 1.52,ж) и с выхода одновибратора (рис. 1.52,з) подаются на входы схемы И. Сигнал на выход схемы И проходит только при совпадении устойчивого состояния одновибратора (интервалы t_3-t_4 слева на рис. 1.52,з и t_3-t_2 справа на рис. 1.52,з) с единичным состоянием триггера после переброса выходным сигналом дифференцирующей цепи (интервалы t_1-t_2 на рис. 1.52,ж). Длительность выходного импульса одновибратора, запирающего схему И, выбирается заведомо большей длительности QRS-комплекса и меньшей длительности монофазного потенциала повреждения. Таким образом, при приходе QRS-комплексов на вход устройства схема И закрыта на время, большее их длительности. При приходе монофазного потенциала повреждения схема И открыта в интервале времени от конца импульса одновибратора до конца выходного импульса компаратора, равного по длительности монофазному потенциалу повреждения.

Сигнал с выхода схемы И (справа на рис. 1.52,и), свидетельствующий о наличии пенетрации, поступает на схему сигнализации.

Примеры технической реализации элементов электронных устройств для временной стимуляции сердца и систем наблюдения

Рассмотрев принципы построения электронных средств контроля за положением эндокардиального электрода при его имплантации, остановимся теперь подробнее на вопросах проектирования элемента, от качества работы которого зависит эффективность всей системы контроля. Элементом этим является блок обнаружения электрокардиоимпульсов (QRS-комплексов и P-зубцов). Подробное рассмотрение принципов его построения представляется важным также и потому, что подобный элемент является составной частью рассмотренных ранее ЭКС для временной стимуляции, в том числе для урежающей стимуляции.

Обнаружение электрокардиоимпульсов во внешних устройствах может производиться при регистрации ЭКГ как с внутрисердечного электрода, так и с электродов, расположенных на поверхности тела пациента. В первом случае в зависимости от положения электрода осуществляется обнаружение P-зубца (при расположении электрода в предсердии) или QRS-комплекса внутрисердечной ЭКГ (при расположении электрода в желудочке). При регистрации ЭКГ с поверх-

ности тела пациента, как правило, осуществляется обнаружение только *QRS*-комплекса.

В устройствах обнаружения электрокардиоимпульсов в настоящее время в основном применяют следующие методы обработки электрокардиографического сигнала: частотную селекцию, двухполупериодное детектирование, амплитудную селекцию и селекцию по положению.

Двухполупериодное детектирование применяется для обеспечения срабатывания устройства от первого зубца электрокардиоимпульса независимо от его полярности.

Селекция по положению заключается в запирании устройства после выделения очередного электрокардиоимпульса на время, в течение которого формирование следующего электрокардиоимпульса невозможно. Например, следующий за *QRS*-комплексом электрокардиоимпульс не может возникнуть в течение периода абсолютной рефрактерности даже при аритмиях. Продолжительность этого периода приблизительно равна длительности электрической систолы. В большинстве устройств в качестве схемы селекции по положению используется обычный одновибратор, а время запирания (период рефрактерности устройства) выбирается равным 300—400 мс. Поскольку длительность электрической систолы и период абсолютной рефрактерности желудочков изменяются при изменении длительности сердечного цикла, более высокую помехоустойчивость может обеспечить применение устройств, у которых время запертого состояния изменяется в соответствии с изменениями длительности систолы. Положительным качеством этого метода является также и то, что селекция по положению позволяет исключить многократные срабатывания устройства от одного *QRS*-комплекса.

Задачей частотной селекции является повышение отношения сигнал/помеха при помощи частотных фильтров. Форма частотной характеристики оптимального фильтра зависит от спектральной плотности электрокардиоимпульсов и различных помех.

Помехой для выделения *QRS*-комплекса могут оказаться *P*- и *T*-зубцы ЭКГ, амплитуда которых обычно меньше амплитуды *R*-зубцов, а длительность больше, электромиографические помехи, спектр которых расположен выше 20—30 Гц, медленные изменения потенциалов электродов, вызывающие дрейф изоэлектрической линии электрокардиографов, спектр которых лежит ниже 2—5 Гц, сетевые помехи с частотой 50 Гц [41].

Оптимальные параметры частотных фильтров зависят от наиболее вероятного соотношения сигнал/помеха.

При регистрации ЭКГ с внутрижелудочкового электрода основными помехами выделению *QRS*-комплекса можно считать *T*-зубцы ЭКГ и сетевые помехи с частотой 50 Гц. Основная часть спектра электрокардиоимпульсов расположена в диапазоне от 0 до 30—40 Гц, поэтому фильтр должен обеспечивать подавление сигналов с частотой выше 40 Гц и в первую очередь сигналов с частотой 50 Гц.

Для выбора формы частотной характеристики в диапазоне до 30 Гц, обеспечивающей наиболее высокую надежность распознавания *QRS*-комплекса и *T*-зубца, исследованы статистические характеристики распределения амплитуд *QRS*-комплекса и *T*-зубца ЭКГ, а также распределения амплитуд первой и второй производных *QRS*-комплекса и *T*-зубца. Гистограммы распределения амплитуд электрокардиоимпульсов и их производных приведены на рис. 1.53, *a—в*. Наименьшие ошибки распознавания обеспечиваются при использовании второй производной.

Оптимальное пороговое значение, вычисленное на основе критерия идеального наблюдателя для этого случая, составляет около 0,01 мВ/мс².

Таким образом, частотная характеристика фильтра частотной селекции в устройствах выделения *QRS*-комплекса из внутриполостной ЭКГ должна иметь максимум в области частот 30—40 Гц, минимум на частоте 50 Гц и наклон частотной характеристики в области низких частот не менее 40 дБ/декаду.

При использовании электродов, расположенных на поверхности тела пациента, например при определении локализации эндокардиального электрода при его введении в полости сердца, резонансную частоту фильтра следует снизить до 14—18 Гц для уменьшения влияния электромиографических помех.

Эффективным методом селекции, как уже отмечалось, является и амплитудная селекция. Для обеспечения амплитудной селекции пороговое напряжение должно быть больше амплитуды помех и меньше амплитуды выделяемых электрокардиоимпульсов. Поскольку амплитуда последних у разных пациентов в различных отведениях может находиться в пределах от 150—200 мкВ до 2 мВ, в настоящее время все более широкое применение находят автоматические пороговые устройства. Обычно эти устройства состоят из пикового детектора и компаратора [42], а пороговое напряжение составляет определенную часть амплитуды электрокардиоимпульсов. Однако применение автоматических пороговых схем при электрической стимуляции сердца очень затруднительно. Это связано прежде всего с наличием стимулирующих импульсов, наложенных на электрокардиографический сигнал, и потенциала поляризации миокарда, амплитуда которых может значительно превышать амплитуду *QRS*-комплекса. Даже если удается выбрать отведения, в которых амплитуды стимулирующих импульсов и соответственно потенциал поляризации миокарда невелики, амплитуда искусственных *QRS*-комплексов, вызванных стимулирующими импульсами, может превышать амплитуду естественных. Кроме того, недостатком автоматической пороговой схемы, состоящей из пикового детектора и компаратора, является то, что при кратковременном воздействии помехи с большой амплитудой происходит сравнительно быстрое увеличение порогового напряжения и медленное его умень-

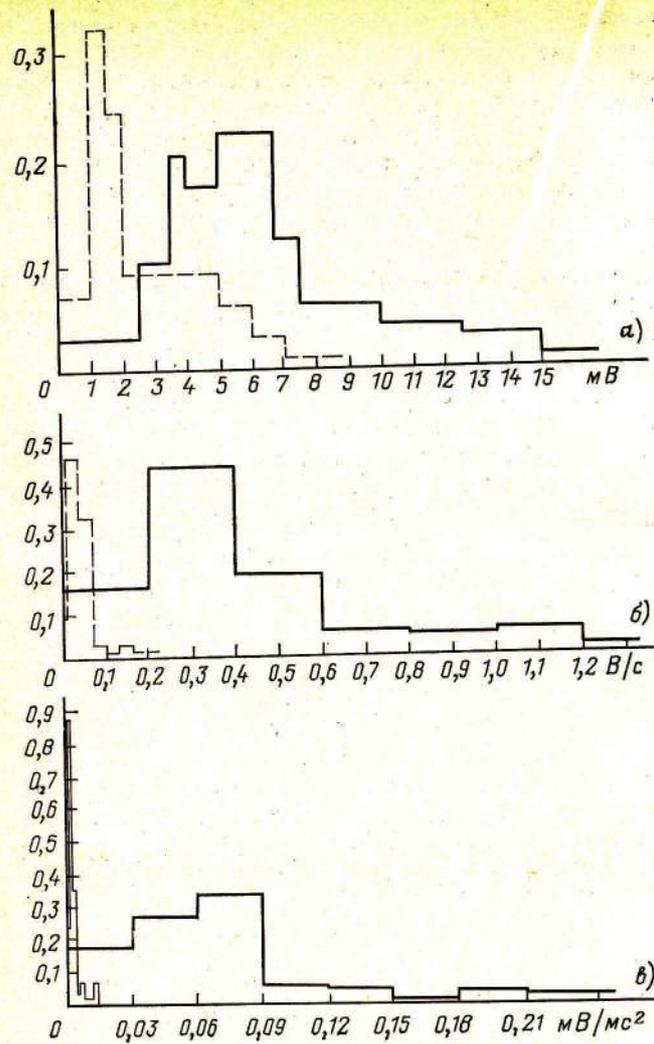


Рис. 1.53. Гистограммы распределения значений параметров T-зубцов (пунктирная линия) и QRS-комплексов (сплошная линия): амплитуд (а), первых производных (б) и вторых производных (в) этих участков ЭКГ

шение, в результате чего после воздействия помехи с большой амплитудой несколько последующих QRS-комплексов не обнаруживается.

С учетом вышеизложенного для целей электрокардиостимуляции более подходящим является устройство, функциональная схема которого приведена на рис. 1.54. Здесь для выделения R-зубца наряду

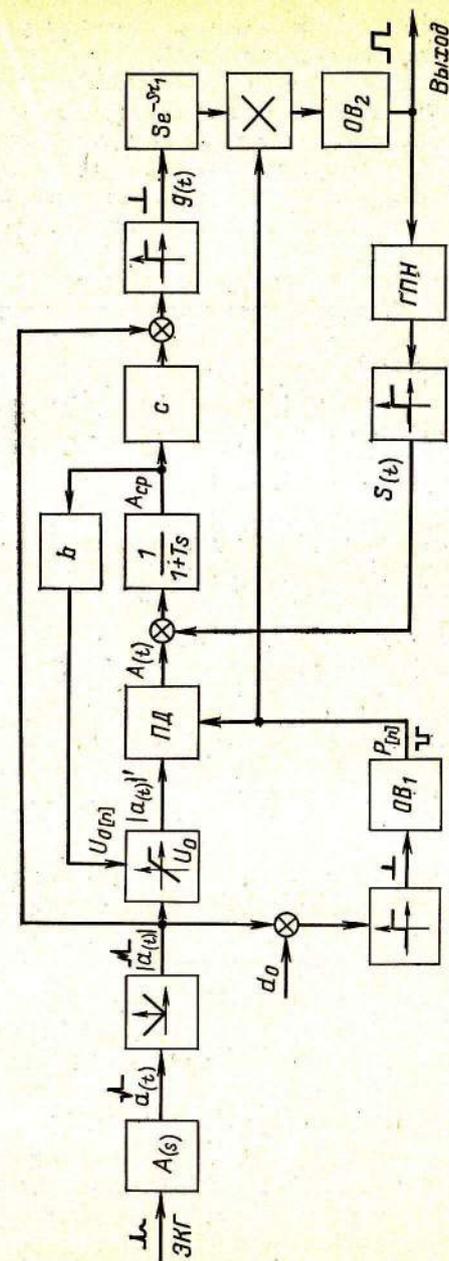


Рис. 1.54. Функциональная схема выделителя R-зубцов ЭКГ с повышенной помехозащищенностью

с использованием метода частотной селекции, двухполупериодного детектирования и селекции по положению используется усовершенствованная автоматическая пороговая схема [18].

На входе выделителя R -зубцов расположены частотный фильтр и двухполупериодный детектор. С выхода двухполупериодного детектора сигнал поступает на пороговую схему, состоящую из компаратора и одновибратора. При поступлении на вход выделителя R -зубцов помехи с амплитудой, превышающей возможную амплитуду R -зубца (3–5 мВ), на выходе пороговой схемы формируется сигнал $P[n]$.

Сигнал с выхода двухполупериодного детектора $|a(t)|$ поступает на пиковый детектор ПД через управляемый ограничитель с уровнем ограничения $U_0(t)$.

Сигнал на выходе ограничителя

$$|a(t)|' = \begin{cases} |a(t)| & \text{при } |a(t)| < U_0(t); \\ U_0(t) & \text{при } |a(t)| \geq U_0(t) \end{cases}$$

поступает на вход пикового детектора.

С выхода пикового детектора сигнал поступает на инерционное звено с постоянной времени $\tau_2 = 4 \div 8$ с, в котором происходит усреднение амплитуд электрокардиоимпульсов по формуле

$$A_{cp}[n] = \frac{1}{\tau_2} \sum_{i=0}^{\infty} \left[A(n-i) \left(1 - \frac{T[n-i]}{2\tau_1} \right) - S[n-i] \right] e^{\sum_{m=n}^{n-i} \frac{T[m]}{\tau_2}},$$

где $A[n]$ — амплитуда сигнала на выходе управляемого ограничителя; τ_1 — постоянная времени пикового детектора, равная 4–8 с; $T[n]$ — длительность n -го сердечного цикла; $S[n]$ — сигнал на выходе реле времени, равный нулю при наличии импульсов на выходе выделителя R -зубцов.

С выхода инерционного звена сигнал $A_{cp}[n]$ с коэффициентом передачи $b = 1,2 \div 1,4$ поступает на управляемый ограничитель, имеющий уровень ограничения

$$U_0(t) = bA_{cp}(t),$$

а также поступает с коэффициентом передачи c на пороговую схему. Сигнал на выходе пороговой схемы генерируется при превышении сигналом с выхода двухполупериодного детектора порогового напряжения $bA_{cp}(t)$:

$$g(t) = \text{sgn}(|a(t)| - bA_{cp}(t)).$$

При поступлении на вход выделителя R -зубцов отдельных экстрасистолических QRS -комплексов или кратковременных помех повышенной амплитуды в результате ограничения амплитуды в управляемом ограничителе напряжение на выходе пикового детектора возрастает не более чем на 20–40% и значительного увеличения порогового

Рис. 1.55. Графики зависимости порогового напряжения $U_{пор}$ и уровня ограничения $U_{огр}$ в выделителе R -зубцов от среднего значения амплитуды R -зубцов

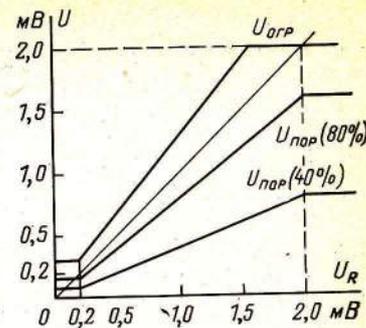
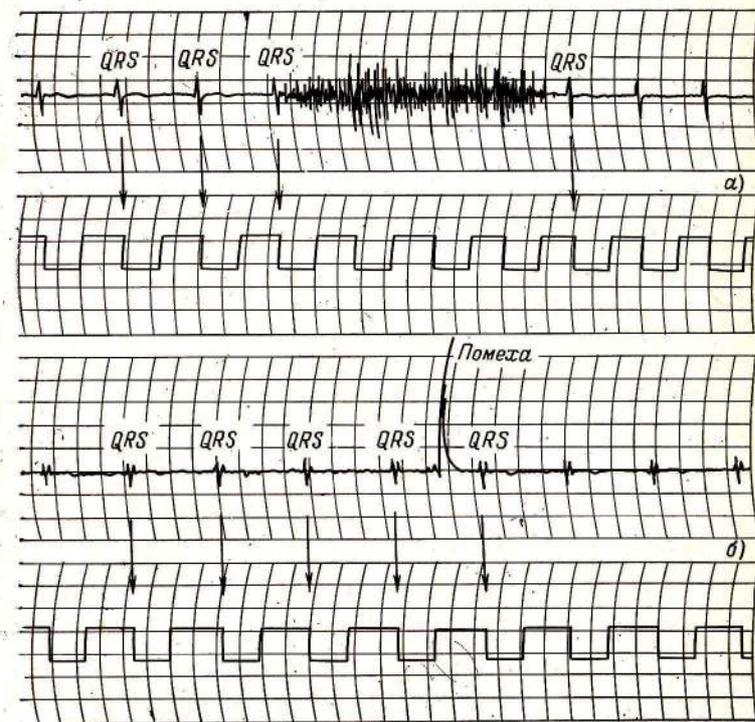


Рис. 1.56. Электрокардиографические сигналы и соответствующие им сигналы с выхода выделителя R -зубцов ЭКГ при многографических (а) и импульсных (б) помехах



напряжения не происходит. Поэтому не наблюдается пропусков последующих QRS -комплексов обычной амплитуды. Для обеспечения устойчивости системы во всех случаях должно выполняться неравенство

$$b \left(1 - \frac{T_{max}}{2\tau_1} \right) > 1,$$

где T_{max} — максимальная длительность сердечного цикла.

Чтобы выделитель R-зубцов не срабатывал от различных помех и шумов при отсутствии электрокардиосигнала, например, при остановке сердца, напряжение на выходе инерционного звена ограничивается снизу на уровне, соответствующем минимальной амплитуде входных импульсов (0,2—0,3 мВ). На рис. 1.55 приведены графики зависимости уровня ограничения и порогового напряжения от амплитуды входного сигнала.

С выхода компаратора сигнал $g(t)$ через схему задержки с задержкой $\tau_3 = 10 \div 30$ мс и схему запрета (операция умножения) поступает на одновибратор OB_2 , в котором формируются выходные импульсы и с помощью которого обеспечивается селекция по положению входного сигнала.

При поступлении на вход выделителя R-зубцов помех с большой амплитудой на выходе одновибратора OB_1 формируются импульсы, которые поступают на пиковый детектор и схему запрета. В результате воздействия этих импульсов на пиковый детектор уменьшается его постоянная времени и сигнал пикового детектора после воздействия помехи за время следования импульса возвращается к исходному значению. В результате воздействия импульсов одновибратора OB_1 на схему запрета сигнал $g(t)$ с выхода компаратора, возникший при поступлении помехи, не проходит на вход одновибратора OB_2 . Таким образом, помехи с большой амплитудой не вызывают ни формирования выходных импульсов, ни увеличения порогового напряжения.

При резком уменьшении амплитуды QRS-комплекса, например, при переключении отведений и прекращении формирования выходных импульсов через 3—6 с на выходе реле времени, состоящего из генератора пилообразного напряжения (ГПН) и компаратора, возникает сигнал $S(t)$, который поступает на вход инерционного звена и вызывает достаточно быстрое уменьшение порогового напряжения до выделения очередного QRS-комплекса.

На рис. 1.56 приведены записи ЭКГ и выходных импульсов выделителя R-зубцов. Выделитель R-зубцов обеспечивает надежное обнаружение QRS-комплекса ЭКГ при изменении его амплитуды в диапазоне от 0,2 до 3 мВ. Если электроды наклеены непосредственно на грудь пациента, а провода отведений хорошо закреплены, то на работу выделителя R-зубцов совершенно не оказывают влияния движения пациента и сокращения всех мышц, за исключением грудных.

Устройство обеспечивает очень надежное обнаружение QRS-комплекса и при достаточно сильном сокращении грудных мышц (рис. 1.56, а). Благодаря наличию дополнительной пороговой схемы выделитель R-зубцов не реагирует на отдельные импульсные помехи, возникающие, например, в результате резкого изменения давления на электрокардиографические электроды (рис. 1.56, б). Необходимо отметить, что регистрация ЭКГ, приведенных на рис. 1.56, осуществлялась с выхода предварительного усилителя, в состав которого входит разделительный конденсатор, подавляющий постоянную составляющую

и уменьшающий амплитуды низших частот спектра электрокардиографического сигнала.

Наряду с общими вопросами выделения QRS-комплекса из достаточно сложной структуры электрокардиографического сигнала не менее важным при построении автоматических ЭКС для целей электро-терапии является обнаружение искусственно вызванных QRS-комплексов внутриполостной ЭКГ после нанесения стимулирующих импульсов. Основной помехой обнаружению QRS-комплексов, следующих за

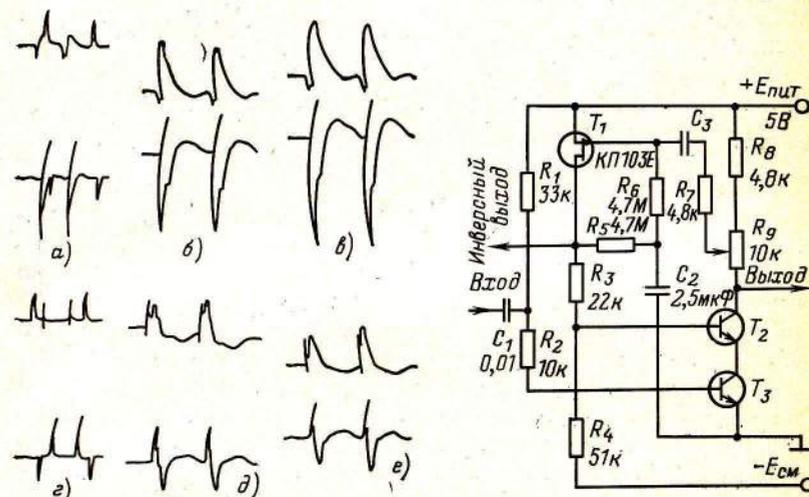


Рис. 1.57. Форма ЭКГ при стимуляции однофазными (а, б, в) и двухфазными (г, д, е) импульсами в стандартном отведении (вверху) и в отведении ЭКГ с внутриполостного стимуляционного электрода (внизу):

а, г — амплитуда импульсов 0,5 мА (неэффективная стимуляция); б, д — амплитуда импульсов 2 мА (эффективная стимуляция); в, е — амплитуда импульсов 5 мА (эффективная стимуляция)

Рис. 1.58. Принципиальная схема одновибратора, у которого зависимость длительности выходных импульсов от периода входных импульсов близка к зависимости длительности систолы от длительности сердечного цикла

стимулирующими импульсами, является потенциал поляризации. Однако, как показывают экспериментальные исследования, потенциал поляризации может быть существенно снижен путем применения двухфазных стимулирующих импульсов. Как видно из рис. 1.57, форма экстрасистолических QRS-комплексов, вызванных двухфазными стимулирующими импульсами, не зависит от амплитуды последних. Пороговые же амплитуды стимулирующих импульсов приблизительно одинаковы для однофазных и двухфазных импульсов, если параметры каждой

из составляющих двухфазных импульсов такие же, как и у однофазных.

Одним из элементов автоматического ЭКС для урежения сердечного ритма является схема задержки, в которой задержка зависит от длительности сердечного цикла и определяется существующей функциональной зависимостью между продолжительностью периода абсолютной рефрактерности (или длительностью электрической систолы) и усредненной длительностью сердечного цикла. В общем случае для реализации такой зависимости устройство должно содержать измеритель длительности сердечного цикла, схему вычисления длительности систолы и собственно схему задержки.

В качестве схемы задержки, формирующей импульсы в конечной фазе систолы, может быть использован и одновибратор, содержащий дополнительную интегрирующую RC-цепочку, вход которой подключен к инверсному выходу одновибратора, а выход — к резистору времязадающей RC-цепочки.

Принципиальная схема одновибратора приведена на рис. 1.58. Одновибратор содержит полевой транзистор T_1 , два биполярных транзистора T_2 и T_3 , времязадающую цепочку C_3 , R_6 и интегрирующую цепочку R_5 , C_2 . Резисторы R_8 и R_9 являются коллекторной нагрузкой транзистора T_2 . При помощи потенциометра R_9 осуществляется подстройка задержки.

Длительность импульса одновибратора зависит от среднего тока через резистор R_6 , который определяется напряжением на конденсаторе C_2 . Напряжение на конденсаторе C_2 , в свою очередь, определяется средним значением напряжений на затворе и коллекторе транзистора T_1 . В результате возникает зависимость длительности импульсов одновибратора от периода следования входных импульсов, близкая к зависимости длительности систолы желудочков от длительности сердечного цикла. При соответствующем выборе параметров элементов одновибратора различие между зависимостью длительности импульсов одновибратора от периода следования входных импульсов и наиболее точной аппроксимацией зависимости длительности электрической систолы от длительности сердечного цикла $T_a = 0,383 \sqrt[3]{T_{ц}}$ [43] составляет:

- в диапазоне 50—150 имп./мин — не более $\pm 1\%$;
- в диапазоне 40—180 имп./мин — не более $\pm 2\%$.

Экспериментальные графики зависимости длительности импульсов одновибратора от периода следования входных импульсов при различных положениях потенциометра R_9 приведены на рис. 1.59, а, при различных емкостях конденсатора C_3 — на рис. 1.59, б, а при различных значениях напряжения смещения $E_{см}$ — на рис. 1.59, в.

На рис. 1.60 показан переходный процесс изменения длительности импульсов одновибратора при скачкообразном изменении периода входных импульсов. Форма переходных процессов близка к экспонен-

циальной с постоянной времени около 4 с, что соответствует результатам исследования переходных процессов изменения длительности систолы при скачкообразном изменении частоты сердечного ритма, о которых уже сказано достаточно подробно выше.

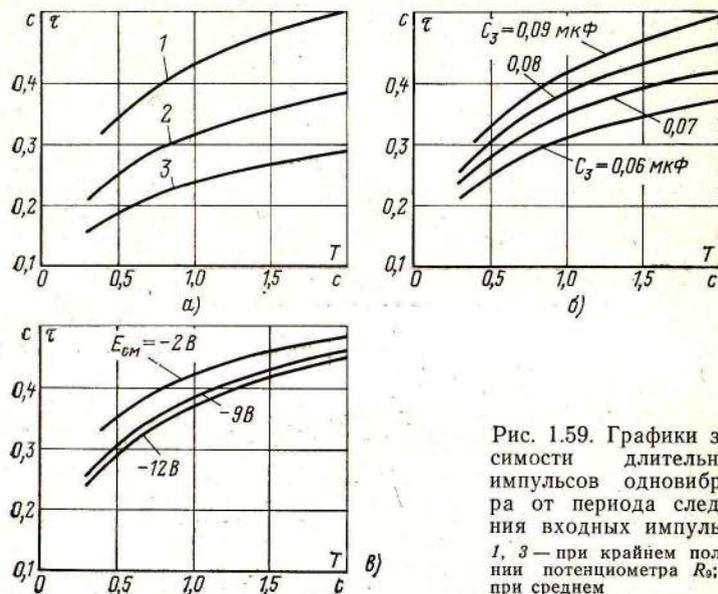


Рис. 1.59. Графики зависимости длительности импульсов одновибратора от периода следования входных импульсов: 1, 3 — при крайнем положении потенциометра R_9 ; 2 — при среднем

Имитатор кардиосигналов для настройки и испытаний биоуправляемых ЭКС

Для проверки работоспособности, настройки и испытания биоуправляемых ЭКС, отработки режимов автоматизации и взаимодействия работы ЭКС и сердца требуются имитаторы биообъекта, генерирующие кардиосигналы, которые зависят от амплитуды и временного положения стимулирующих импульсов так же, как реальные электрокардиосигналы и характеристики гемодинамики (кривые давления крови в полостях сердечно-сосудистой системы) зависят от параметров и режимов электростимуляционного воздействия. Наиболее подходящим из используемых для указанных целей имитаторов кардиосигналов является, с нашей точки зрения, прибор, разработанный специалистами ВНИИИМТ. Его структурная схема приведена на рис. 1.61. Имитатор содержит резистивный эквивалент сердца, компаратор, сумматор Σ_1 , схему задержки, формирователь систолического интервала, генератор ритма, схему формирования электрокардиосигналов, формирователь кривой возбудимости и формирователь сигнала

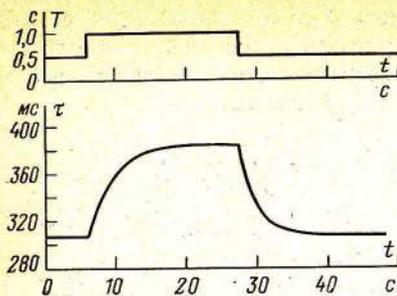


Рис. 1.60. Переходный процесс изменения длительности импульсов τ одновибратора при скачкообразном изменении периода T входных импульсов

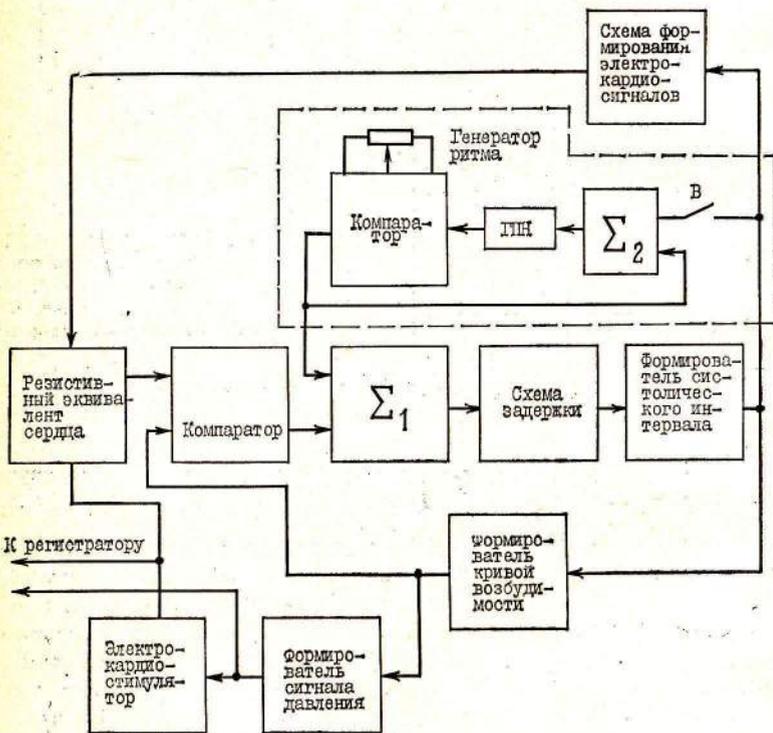


Рис. 1.61. Структурная схема имитатора кардиосигналов для настройки и испытаний биоуправляемых ЭКС

давления. В свою очередь, генератор ритма состоит из сумматора Σ_2 , генератора пилообразного напряжения, компаратора и переключателя (В). При помощи переключателя можно осуществлять моделирование механизмов происхождения сердечного ритма. Так, в случае имитации кардиосигналов при синусовом ритме, когда стимулирующие импульсы не оказывают влияния на источник ритма, переключатель

должен находиться в разомкнутом состоянии. Для имитации желудочкового ритма переключатель переводится в замкнутое состояние.

На рис. 1.62 приведены временные диаграммы, поясняющие работу имитатора кардиосигналов, а на рис. 1.63 — принципиальные схемы резистивного эквивалента сердца, формирователя кривой возбудимости и формирователя сигнала давления.

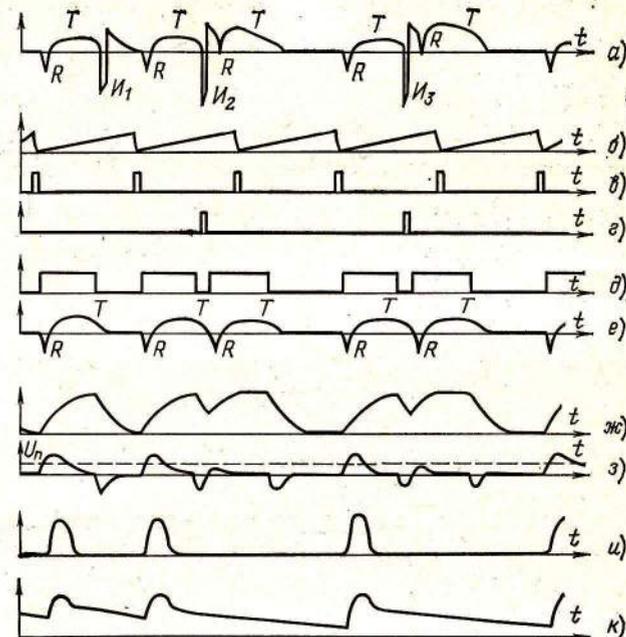


Рис. 1.62. Временные диаграммы, поясняющие работу имитатора кардиосигналов

Резистивный эквивалент сердца (рис. 1.63,а) состоит из параллельно соединенных конденсатора C_1 и резистора R_1 и делителя напряжения, состоящего из резисторов R_2-R_4 . Такая схема имитирует эквивалентное сопротивление сердца для стимулирующих импульсов и отражает процессы поляризации миокарда этими импульсами.

Формирователь кривой возбудимости (рис. 1.63,б) содержит конденсатор C_2 , который заряжается через диод D_1 и резистор R_5 и разряжается через резистор R_6 до напряжения, равного напряжению на выходе потенциометра R_7 . При помощи потенциометра R_7 регулируется порог возбуждения миокарда.

Формирователь сигнала давления (рис. 1.63,в) содержит дифференцирующую RC -цепочку R_8C_3 , усилитель-ограничитель с ограничен-

ной полосой пропускания, выполненный на операционном усилителе $У_1$, диоде $Д_2$, конденсаторе $С_4$ и резисторах R_8, R_{10}, R_{11} , пиковый детектор, выполненный на диоде $Д_3$ и конденсаторе $С_5$, и сумматор, выполненный на резисторах $R_{12}-R_{14}$.

Формирователь систолического интервала выполнен в виде одновибратора, аналогичного описанному выше (см. рис. 1.58—1.60).

Устройство работает следующим образом. При отсутствии стимулирующих импульсов генератор ритма формирует импульсы с посто-

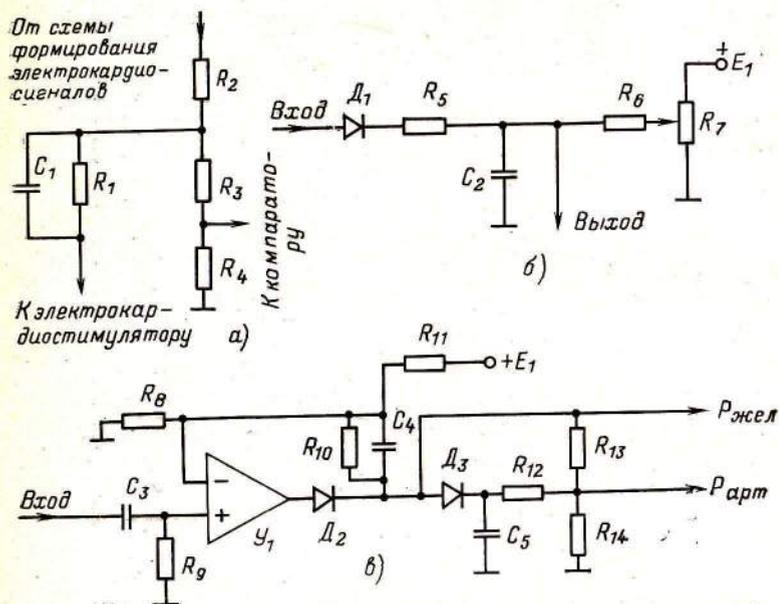


Рис. 1.63. Принципиальные схемы элементов имитатора кардиосигналов: а — резистивного эквивалента сердца; б — формирователя кривой возбудимости; в — формирователя сигналов желудочкового ($P_{жел}$) и артериального ($P_{арт}$) давления

янным периодом (рис. 1.62,в). Импульсы с выхода генератора ритма через сумматор Σ_1 поступают на схему задержки, которая задерживает импульсы на время, равное длительности латентного периода сердца; это время составляет несколько миллисекунд (например, 10). С выхода схемы задержки импульсы поступают на формирователь систолического интервала, импульсы на выходе которого (рис. 1.62,д) имеют длительность на 20—40 мс меньше длительности электрической систолы сердца при той же частоте сердечного ритма.

С выхода формирователя систолического интервала импульсы поступают на входы генератора ритма, схемы формирования электрокар-

диосигналов и формирователя кривой возбудимости. От фронтов этих импульсов на выходе схемы формирования электрокардиосигналов формируются треугольные импульсы, имитирующие QRS-комплексы, и фронты импульсов, имитирующих T-зубцы ЭКГ, а от их срезов формируются срезы T-зубцов ЭКГ. Так как в большинстве случаев стимуляция сердца осуществляется при помощи эндокардиальных электродов, схема формирования электрокардиосигналов формирует импульсы, имитирующие внутриполостную ЭКГ: QRS-комплекс состоит из одного треугольного импульса отрицательной полярности, T-зубец формируется в виде положительного импульса, а сегмент ST приподнят относительно изолинии (рис. 1.62,е). С выхода схемы формирования электрокардиосигналов, пройдя через резистивный эквивалент сердца, который уменьшает амплитуду импульсов до значений, соответствующих амплитудам внутриполостной ЭКГ, и практически не искажает их форму, ЭКГ поступает на вход ЭКС.

За время действия импульса формирователя систолического интервала конденсатор $С_2$ (рис. 1.63,б) формирователя кривой возбудимости заряжается с постоянной времени, которая составляет, к примеру, 100 мс, и после окончания импульса формирователя систолического интервала разряжается через резистор R_6 до напряжения на потенциометре R_7 (рис. 1.62,ж). Форма среза импульса на выходе формирователя кривой возбудимости имитирует изменение кривой возбудимости желудочков сердца во время диастолы.

С выхода формирователя кривой возбудимости сигнал поступает на входы компаратора и формирователя кривой давления. В формирователе кривой давления происходит дифференцирование сигнала формирователя кривой возбудимости сердца при помощи RC-цепочки R_9C_3 (рис. 1.63,в). Если продифференцированный сигнал (рис. 1.62,з) превысит напряжение ограничения, определяемое сопротивлением резисторов R_8-R_{11} , то положительный сигнал с выхода усилителя $У_1$, полоса пропускания которого ограничена частотно-зависимой обратной связью, создаваемой цепочкой R_8, R_{10}, R_{11}, C_4 , поступает через диод $Д_2$ на выход формирователя сигнала давления, где формируется сигнал, имитирующий кривую давления в желудочке сердца (рис. 1.62,и). Сигнал артериального давления формируется путем суммирования сигнала на выходе пикового детектора, выполненного на диоде $Д_3$ и конденсаторе $С_5$, и сигнала желудочкового давления (рис. 1.62,к).

Выход формирователя сигнала давления подключается ко входу ЭКС, если в последнем с целью автоматизации процесса управления стимуляционным воздействием производится анализ кривой давления крови (см. рис. 1.38 и 1.39). Импульс с выхода ЭКС через резистивный эквивалент сердца поступает на вход компаратора. Благодаря наличию RC-цепочки R_1C_1 (рис. 1.63,а) имитируется комплексный характер сопротивления сердца. Кроме того, эта цепочка позволяет осуществить на выходе устройства имитацию процессов поляризации миокарда, выражающихся в появлении на электрокардиографическом

сигнале экспоненциальных выбросов обратной полярности после стимулирующих импульсов (рис. 1.62,а), и отразить свойство сердца реагировать не на напряжение, а на силу тока стимулирующих импульсов при данном комплексном сопротивлении сердца.

Если амплитуда стимулирующих импульсов меньше порогового значения, которое определяется уровнем сигнала на выходе формирователя кривой возбудимости сердца, то стимулирующий импульс (импульс I_1 на рис. 1.62,а) не влияет на работу сердца (соответственно он не должен влиять и на работу имитатора кардиосигналов) и следующий желудочковый комплекс будет сформирован после достижения сигналом на выходе генератора пилообразного напряжения (рис. 1.62,б) уровня срабатывания компаратора и формирования импульсов на выходе генератора ритма (рис. 1.62,в).

При формировании стимулирующих импульсов в средней или конечной фазе диастолы с амплитудой выше пороговой на выходе компаратора возникают импульсы, которые через сумматор и схему задержки поступают на вход формирователя систолического интервала, в результате чего формируются импульсы на выходе формирователя систолического интервала, комплекс импульсов на выходе схемы формирования электрокардиосигналов и импульс сигнала давления на выходе формирователя сигнала давления.

Рассмотрим случай урежающей электрокардиостимуляции желудочков сердца, при которой стимулирующие импульсы наносятся на сердце в период относительной рефрактерности и вызывают электрическое возбуждение миокарда, не сопровождающееся механическим сокращением сердечной мышцы. При формировании стимулирующих импульсов с амплитудой выше пороговой в конечной фазе систолы (импульсы I_2 и I_3 на рис. 1.62,а) возникают импульсы на выходе компаратора (рис. 1.62,г), которые через сумматор и схему задержки поступают на вход формирователя систолического интервала и вызывают формирование импульсов на его выходе. С выхода формирователя систолического интервала импульсы поступают на вход схемы формирования электрокардиосигналов, на выходе которой формируются *QRS*-комплексы и *T*-импульсы (рис. 1.62,е), суммирующиеся в резистивном эквиваленте сердца с сигналом поляризации миокарда (рис. 1.62,а). Кроме того, импульсы с выхода формирователя систолического интервала поступают на вход формирователя кривой возбудимости и вызывают новое повышение напряжения на его выходе. Поскольку напряжение на выходе формирователя кривой возбудимости не успело значительно уменьшиться после окончания предыдущего импульса формирователя систолического интервала (рис. 1.62,ж), первая производная переднего фронта нового повышения напряжения формирователя кривой возбудимости имеет значительно меньшую величину, в результате чего сигнал на выходе дифференцирующей *RC*-цепочки (рис. 1.62,з) формирователя сигнала давления не достигает уровня ограничения усилителя U_1 (рис. 1.63,в) и сигналы увеличения

желудочкового (рис. 1.62,и) и артериального (рис. 1.62,к) давлений не формируются.

При имитации синусового ритма переключатель *B* (см. рис. 1.61) разомкнут, и генератор ритма формирует импульсы с постоянной частотой, как это изображено на рис. 1.62,б, в, независимо от работы остальных блоков. После нанесения стимулирующего импульса I_2 очередной импульс генератора ритма будет сформирован во время действия импульса формирователя систолического интервала и не повлияет на его работу. Следующий импульс генератора ритма вызовет формирование собственного желудочкового электрокардиографического комплекса (рис. 1.62,а, е) схемой формирования электрокардиосигналов и формирование импульсов давления (рис. 1.62,и, к) формирователем сигнала давления. При имитации желудочкового ритма переключатель *B* генератора ритма замкнут и фронт импульса формирователя систолического интервала вызывает сброс генератора пилообразного напряжения, в результате чего удлиняется период между импульсами генератора ритма и все импульсы этого генератора будут вызывать формирование *QRS*-комплексов, *T*-зубцов и сигнала давления.

При воздействии импульсов ЭКС на имитатор кардиосигналов в конечной фазе систолы с амплитудой выше пороговой каждый второй желудочковый комплекс ЭКГ не сопровождается увеличением сигналов желудочкового и артериального давления, в результате чего частота формирования импульсов давления уменьшается (при имитации синусового ритма уменьшается вдвое).

На рис. 1.64 приведены записи сигналов, имитирующих ЭКГ и желудочковое давление при подключении к имитатору автоматического урежающего стимулятора. В момент t_1 стимулятор включается и на вход имитатора начинают поступать стимулирующие импульсы с увеличивающейся от цикла к циклу амплитудой. В момент t_2 очередной стимулирующий импульс превышает пороговую амплитуду и вызывает формирование *QRS*-комплекса и сигнала давления, амплитуда которого примерно в 2 раза ниже исходной. После момента t_2 начинается автоматическое уменьшение длительности задержки, что приводит к уменьшению амплитуды сигнала давления, формируемого в ответ на появление стимулирующего импульса (в соответствии со снижением гемодинамической эффективности в реальных условиях), и к моменту t_3 урежающий стимулирующий импульс практически не вызывает сигнала давления.

Таким образом, описанный имитатор кардиосигналов является наиболее адекватной моделью, воспроизводящей взаимодействие ЭКС и сердца с учетом широкого круга факторов, модель позволяет осуществлять настройку и испытания биоправляемых ЭКС при производстве и ремонте, а также проверку их работоспособности в клинических условиях без подключения ЭКС к сердцу пациента.

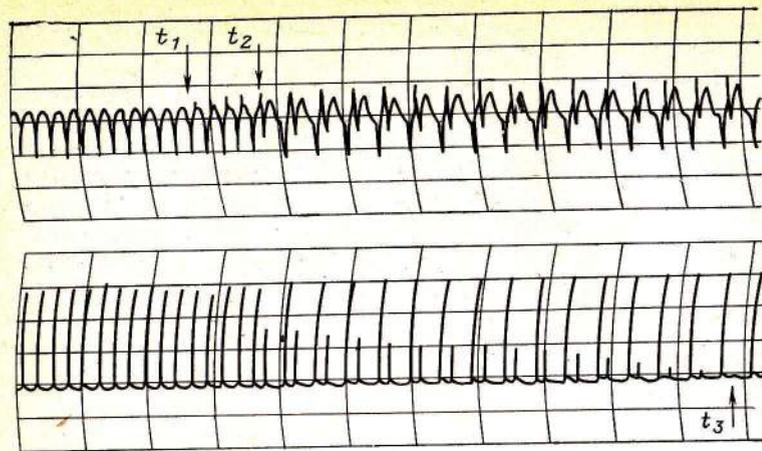


Рис. 1.64. Запись сигналов ЭКГ (вверху) и желудочкового давления (внизу), формируемых имитатором при взаимодействии со стимулятором

Электрокардиостимуляторы для временной стимуляции, выпускаемые промышленностью

Электрокардиостимуляторы для временной стимуляции по способу их применения и конструктивным особенностям можно разделить на две основные группы — носимые и универсальные.

Носимые ЭКС являются портативными и сравнительно простыми аппаратами, имеющими один-два режима стимуляции. Естественно, что создание аппаратов с таким ограниченным выбором режимов представляется оправданным только с целью реализации наиболее широко применяемых типов стимуляции. Поэтому большинство выпускаемых в настоящее время отечественных и зарубежных носимых ЭКС работает в режимах асинхронной и R-запрещающей стимуляции. В табл. 1.3 приведены основные характеристики некоторых зарубежных и отечественных аппаратов этого типа.

Схемотехника носимых аппаратов сравнительно проста и значительно отличается от схемотехники имплантируемых. Однако менее жесткие требования к надежности и габаритам позволяют улучшить такие параметры, как помехозащищенность, чувствительность и избирательность, и обеспечить индикацию выделения R-зубцов и нанесения стимулов за счет некоторого усложнения схемы. Питание их осуществляется от батарей или аккумуляторов.

Универсальные клинические ЭКС применяются как для терапии различных видов нарушений ритма сердца, так и для диагностики. Они имеют более широкие функциональные возможности и позволяют не только учащать, но и урежать частоту сердечных сокращений.

Таблица 1.3. Параметры носимых ЭКС для временной стимуляции

Страна, фирма или модель	Виды стимуляции	Параметры импульсов			Максимальная чувствительность, мВ	Габариты, мм	Масса, г
		Частота, имп./мин	Максимальная амплитуда	Длительность, мс			
США, модель 5880А	Асинхронная, R-запрещающая	50—120	20 мА	1,8	1	65×115×35	340
ФРГ, модель EDP-5a Франция, Stimulex		55—240	15 В	1	2	85×60×24	285
		40—180	14 В	1	2	133×80×30	390
СССР, модель ЭКСВ		40—130	9 В	1,8±0,2	2	126×72×45	270
СССР, модель ЭКСН-04		40—150	8 В	1±0,2	2	125×90×40	270

Универсальные ЭКС используются в реанимационных отделениях, палатах интенсивной терапии и операционных, где возможны случаи возникновения самых различных нарушений сердечного ритма. Как правило, новые режимы электрокардиостимуляции, еще не получившие широкого распространения, реализуются в первую очередь в этих аппаратах, поэтому они сравнительно быстро модернизируются.

В СССР выпускаются два типа универсальных ЭКС — ЭКСК-02 и ЭКСК-03.

Аппарат ЭКСК-02 имеет пять видов стимуляции: асинхронную, R-запрещающую, парную, сочетанную и парную синхронизированную. Частота следования стимулирующих импульсов (в режимах парной стимуляции — частота следования пар импульсов) плавно регулируется в диапазоне 40—180 имп./мин; амплитуда импульсов регулируется в диапазоне 0—15 мА, задержка урежающих стимулов — в диапазоне 100—350 мс.

Электрокардиостимулятор ЭКСК-03 помимо режимов, реализованных в аппарате ЭКСК-02, позволяет осуществлять стимуляцию импульсами повышенной частоты и стимуляцию одиночными импульсами. При учащающей стимуляции можно реализовать асинхронный или R-запрещающий режим в зависимости от того, выключена или включена синхронизация. При урежающей стимуляции с выключенной синхронизацией аппарат работает в режиме парной стимуляции, а в синхронном режиме в зависимости от соотношения частоты сердечного ритма и выбранной частоты следования стимулирующих импульсов можно проводить или сочетанную, или парную синхронизированную стимуляцию. Частота следования стимулирующих импульсов (или пар импульсов) плавно регулируется в диапазоне 40—180 имп./мин. Синхронизация аппарата осуществляется R-зубцами внутриполостной

ЭКГ, предусмотрена регулировка его чувствительности. Амплитуда стимулирующих импульсов регулируется либо вручную, либо автоматически в зависимости от их эффективности. Поскольку временное положение зоны относительной рефрактерности в общем случае не только различается у разных пациентов, но и зависит от длительности сердечного цикла, в аппарате ЭКСК-03 кроме обычной ручной регулировки длительности задержки урежающего стимула (в диапазоне 100—300 мс) предусмотрены еще два режима регулировки — полуавтоматический и автоматический.

В табл. 1.4 приведены основные характеристики моделей универсальных клинических ЭКС.

Электронные схемы универсальных аппаратов значительно сложнее схем аппаратов других типов, что обусловлено широким спектром, предусмотренных в них режимов и сложностью их реализации, особенно в случае урежающей стимуляции.

Универсальные ЭКС конструктивно выполняются как аппараты настольного типа; их питание осуществляется от аккумуляторов или от сети.

Электрокардиостимуляторы для временной стимуляции, предназначенные для измерения порога возбуждения сердечной мышцы, выпускаются крупными фирмами — производителями имплантируемых ЭКС, например «Медтроник» (США) и «Биотроник» (ФРГ), и имеют параметры выходных импульсов, либо аналогичные параметры импульсов имплантируемых аппаратов данной фирмы, либо регулируемые в некотором диапазоне. Как правило, помимо порога возбуждения, эти аппараты позволяют осуществлять измерение ряда других параметров, в том числе параметров имплантируемых ЭКС. Характеристики ряда серийных измерительных ЭКС приведены в табл. 1.5.

1.3. ЭЛЕКТРОДЫ ДЛЯ ЭКС

1.3.1. ВВЕДЕНИЕ

Электроды ЭКС обеспечивают передачу электрического импульса от прибора на ткань. С лечебной точки зрения они являются таким же важным элементом общей системы стимуляции сердца, как и сам ЭКС, и могут оказать существенное влияние на надежность и длительность лечения. В некоторых работах в качестве электрода рассматривается только кончик провода, непосредственно осуществляющий стимуляцию, однако здесь в понятие электрода включается как стимулирующий контактный конец, так и подводящий провод, изоляция и, наконец, разъемная часть — соединитель, при помощи которого он подсоединен к ЭКС.

Высококачественный электрод ЭКС должен удовлетворять следующим требованиям, которые обусловлены общими требованиями, предъявляемыми к кардиостимуляционному методу лечения.

Таблица 1.4. Параметры универсальных клинических ЭКС

Страна, фирма, модель	Виды стимуляции	Параметры импульсов					Габариты, мм	Масса, г
		Частота, имп./мин.	Максимальная амплитуда	Длительность, мс	Задержка, мс	Максимальная чувствительность, мВ		
США, Medtronic, модель 5837	Асинхронная, R-запрещающая, сочетанная, парная	60—250	15 мА	1	0—1000	—	—	
США, Cordis, модель Synchrocot II	Асинхронная, P- и R-синхронизированная, парная	20—200 120—1200	17 мА	0,7	20—300 50—450	0,7	100×130×177 1200	
ФРГ, Biotronic, модель EVRP-3a	Асинхронная, R-запрещающая, P- и R-синхронизированная	55—180	17 В	0,1—2	—	0,3	130×250×110 2700	
СССР, модель ЭКСК-02	Асинхронная, сочетанная, R-запрещающая, парная, парная синхронизированная	40—160	15 мА	2±0,5	160—350	0,5	330×370×135 5000	
СССР, модель ЭКСК-03	Асинхронная, R-запрещающая, урежающая (парная, парная синхронизированная), стимуляция импульсами повышенной частоты и одиночными импульсами	40—180	15 мА	1	100—300	1,5	330×370×135 5000	

Таблица 1.5. Параметры измерительных ЭКС

Страна, фирма, модель	Измеряемые параметры	Параметры анализатора
США, Cordis, модель The cordis pacer system analyzer	Порог возбуждения (встроенным стимулятором), амплитуда электрокардосигнала, амплитуда, длительность и частота выходных импульсов электрокардиостимуляторов, их чувствительность и выходное напряжение без нагрузки	Амплитуда стимулирующих импульсов при высокоомном выходе 0—10 мА, при низкоомном выходе 0—10 В, длительность 0,1—2 мс, частота 30—200 имп./мин, чувствительность 1 мВ, диапазон измеряемой чувствительности 0,3—10 мВ, точность измерения параметров стимуляторов $\pm 2\%$
США, Medtronic, модель Pacing system analyzer	Порог возбуждения (встроенным стимулятором), амплитуда электрокардосигнала, амплитуда, длительность и период выходных импульсов электрокардиостимуляторов, их чувствительность	—
ФРГ, Biotronic, модель ERA	Порог возбуждения, амплитуда электрокардосигнала	Амплитуда стимулирующих импульсов при высокоомном выходе 0—10 мА, при низкоомном выходе 0—10 В, длительность 0,1—0,3—0,4, 0,5—0,7—0,8—0,9—1,0 мс, частота 40—180 имп./мин, чувствительность 1—20 мВ

Безвредность. Все материалы, используемые в конструкции электрода, и способы их обработки должны быть такими, чтобы уже сама имплантация электрода не вызывала нежелательную реакцию ткани (механическое или химическое повреждение, аллергическую или воспалительную реакцию и т. п.).

Легкость введения в сердце. Конструкция электрода должна быть такой, чтобы процедура его установки в надлежащее положение была возможно более простой и доставляла лишь минимальные неудобства больному.

Длительный срок службы. Имеется в виду обеспечение эффективной стимуляции сердца в течение длительного периода времени при малом потребляемом токе стимуляции. Тогда как срок службы ЭКС в настоящее время составляет около 5 лет (см. § 1.1), высококачествен-

ный электрод должен сохранить свои свойства, находясь в ткани не менее 10 лет.

В истекший период развития кардиостимуляционного лечения использовалось много различных видов электродов. В первых ЭКС наружного типа применяли кожные [23] или пищеводные электроды [17]. Эти электроды осуществляли непрямую стимуляцию сердца. Первая прямая стимуляция сердца была проведена при помощи игольчатых электродов, которые вводились вслепую в сердце через стенку грудной клетки [20]. Все вышеуказанные виды электродов в настоящее время не применяются в клиниках, поэтому в дальнейшем не рассматриваются.

В связи с развитием кардиохирургии и потребностями лечения сердечной блокады, которая иногда возникает после хирургического вмешательства, были разработаны трансторакальные электроды для эпикардиальной или миокардиальной стимуляции, которые изредка применяются и в настоящее время. Электрод помещают на эпикарде или погружают в миокард. При использовании таких электродов, особенно миокардиальных, требуется вскрытие грудной клетки и работа с обнаженным сердцем. Из-за этих трудностей указанные виды электродов (особенно миокардиальные) применялись почти исключительно в начальный период развития кардиостимуляции, причем достаточно надежный контакт электрода с тканью обеспечивался путем пришивания электрода.

Почти одновременно с разработкой трансторакальных электродов (миокардиальных и эпикардиальных) появились первые опытные образцы внутрисердечных электродов, предназначенных для прямой стимуляции сердца из полости правого желудочка. Электроды вводятся через венозную систему в полость правого желудочка и размещаются там между желудочковыми трабекулами. В начальный период разработки внутрисердечных электродов возникали трудности с их фиксацией в правом желудочке. Часто наблюдалось прекращение стимуляции из-за нарушения контакта между электродом и тканью, разрыва провода электрода и т. п. Однако в дальнейшем были созданы более удачные конструкции электродов с учетом внутренней анатомической структуры сердца, и в настоящее время для кардиостимуляции применяются главным образом именно внутрисердечные электроды [19]. Основанием для этого является относительная простота способа их введения в сердце, при котором не требуется значительного хирургического вмешательства. Другое преимущество — высокая надежность электродов новой конструкции, которые в большинстве случаев обеспечивают высокое качество контакта между электродом и стимулируемой тканью. По международным данным имплантация электродов через сосуды применяется более чем в 90% случаев: Голландия (1972 г.) — в 93% случаев, США (1975 г.) — в 96,4% случаев, СССР (1976 г.) — в 95% случаев [12, 13, 19]. В соответствии с этим в дальнейшем будут рассматриваться в основном вопросы, связанные с внутрисердечными электродами.

1.3.2. ВНУТРИСЕРДЕЧНЫЕ ЭЛЕКТРОДЫ

Как было отмечено выше, широкое распространение внутрисердечных электродов объясняется главным образом тем, что они сравнительно легко вводятся в сердце, а новые конструкции таких электродов обеспечивают надежный контакт с возбудимой тканью в течение длительного периода времени. Это достигнуто благодаря надлежащему выбору исходных материалов, конструктивной схемы, а также размеров и формы контактного конца электрода.

1.3.2.1. Материалы, используемые для изготовления электродов

К разным частям электрода предъявляются разные требования, и материалы для изготовления электрода выбирают с учетом этих требований. Здесь будут рассмотрены в основном материалы для собственно стимулирующего контактного конца электрода, для провода электрода, для его изоляции и для соединителя.

Контактный конец электрода

Материал, из которого изготавливают контактный конец электрода, должен удовлетворять следующим требованиям:

Безвредность. Электрод не должен причинять вреда стимулируемой ткани.

Малое поляризационное напряжение. На поляризацию электрода не должна расходоваться значительная часть энергии ЭКС.

Устойчивость против коррозии под воздействием жидкостей тела.

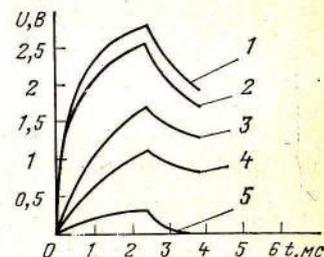
Легкость обработки.

Безвредность. В соответствии с большим накопленным опытом обычно считается, что лишь благородные металлы не причиняют вреда стимулируемой ткани. К таким металлам прежде всего относятся платина и золото. Серебро вызывает токсическую реакцию уже через 20 мин после имплантации [9]. Для изготовления стимулирующих концов электродов применяются также нержавеющая сталь и другие стойкие сплавы (например, элджиллой). Однако было установлено, что компоненты этих сплавов растворяются в ткани и откладываются в органах, например в селезенке, почках, печени, легких, а особенно на участках ткани вблизи имплантированного прибора. В то же время пока не доказано, что повышение концентрации компонентов сплавов оказывает токсическое воздействие на ткани тела [11]. Таким образом, в качестве потенциально пригодных материалов для контактного конца электродов ЭКС в отношении безвредности можно рассматривать платину и ее сплавы, прежде всего с иридием, золото и сплавы с высокой стойкостью к коррозии, например элджиллой (его состав: 40% Со, 20% Сг, 15% Ni, 7% Мо, 2% Мп, 15% Fe, 0,15 С, 0,15% Ве).

Поляризационное напряжение. Между металлическим электродом и тканью, которая по существу является электролитом, возникает двойной слой носителей тока, где электронная электропроводность металла переходит в ионную электролита. Этот двойной слой действует как конденсатор с довольно большой емкостью (для типичного электрода около 50 мкФ). Конденсатор заряжается стимулирующим током и оказывает влияние на характер изменения тока и напряжения электрода. Та часть создаваемого на электроде напряжения, которая служит лишь для компенсации действия двойного слоя, называется поляризационным напряжением.

На рис. 1.65 представлено изменение напряжения на электродах из разных материалов, пригодных для кардиостимуляции, при протекании тока 3 мА и длительности импульса 2,5 мс. Видно, что наименьшее поляризационное напряжение возникает на электроде, изготовленном

Рис. 1.65. Изменение поляризационного напряжения на разных металлах, применяемых для изготовления контактных концов электродов, при токе 3 мА:
1 — на нержавеющей стали; 2 — на элджиллое; 3 — на золоте; 4 — на платине; 5 — на Ag — AgCl



из серебра в сочетании с хлористым серебром. Более высокое поляризационное напряжение имеет электрод из платины, еще выше — электрод из золота, и самое высокое напряжение возникает на электроде из сплава элджиллой [2]. Другие нержавеющие стали по своим поляризационным характеристикам близки к сплаву элджиллой.

Таким образом, при учете требований к поляризационному напряжению выбор материала для контактного конца электрода ограничивается платиной и ее сплавами. Золото и нержавеющие сплавы имеют более высокое поляризационное напряжение, а сочетание серебра с хлористым серебром, у которого поляризационное напряжение достаточно низкое, использовать нельзя, так как серебро оказывает токсическое воздействие на ткань.

Устойчивость против коррозии при воздействии жидкостей тела. Свидетельства возможности коррозии платины в теле пока отсутствуют. В то же время, как уже было указано выше, составные части нержавеющих сплавов после имплантации растворяются в ткани даже при отсутствии электрического тока. При большой плотности тока, которая достигается при кардиостимуляции, в результате поляризации электродов происходит их коррозия, причем главным образом на аноде. Этот факт необходимо принимать во внимание, особенно в случае биполярных электродов, которые будут рассмотрены ниже.

Легкость обработки. Все вышеуказанные материалы хорошо обрабатываются, только платина без добавок (например, иридия в количестве 10—20%) при обработке размазывается. Поэтому в большинстве случаев контактный конец электрода изготавливают не из чистой платины, а из ее сплава с иридием.

Из всего сказанного ясно, что самым подходящим материалом для контактного конца электрода является сплав платины с иридием, который обладает наилучшими свойствами в отношении безвредности, поляризационного напряжения, устойчивости против коррозии и легкости обработки. Единственный недостаток этого материала — его дороговизна. Однако существуют способы платинирования обычных металлов [3]. Если бы это оказалось необходимым с точки зрения экономики драгоценных металлов, то целесообразно было бы использовать и эти способы.

Провод электрода

Провод электрода должен обеспечивать соединение между ЭКС и контактным концом электрода. Он соединяет практически неподвижно закрепленный ЭКС с контактным концом, который движется вместе с сердцем. Поэтому в течение всего срока службы электрода провод совершает непрерывные движения, за один год — около 36 млн. циклов. Кроме того, он находится в агрессивной среде жидкостей тела; даже если он изолирован, необходимо учитывать, что ни один из материалов, применяемых для изоляции, не может полностью предотвратить проникновение жидкости к проводу, особенно при долговременной работе прибора. Таким образом, необходимо, чтобы провод был изготовлен из материала, стойкого к коррозии и с достаточной механической прочностью. В большинстве конструкций электродов применяют провод из сплава элджилой (его состав был указан выше). В ЧССР используют сталь АКV Extra S. Ее прочность при растяжении равна 120—180 МПа. Некоторые изготовители применяют позолоченный провод электрода [5]. Этим достигается повышение устойчивости электрода против коррозии и уменьшение его сопротивления (высоколегированные стали и коррозионностойкие сплавы имеют большое удельное сопротивление). Дальнейшее повышение коррозионностойкости можно было бы обеспечить электролитической полировкой поверхности про- вода.

Изоляция электрода

Для изоляции провода электрода большинство изготовителей применяют силиконовую резину медицинского назначения. Это объясняется тем, что этот материал не изменяет свойства в ткани, не вызывает тканевой реакции отторжения и не является канцерогенным. О его устойчивости к воздействиям ткани свидетельствует то, что спустя 17 мес после имплантации наблюдались лишь незначительные изменения прочности изоляции — она уменьшилась до 97% первоначального

значения [6]. Это означает, что материал практически не подвержен каким-либо изменениям. В отличие от силиконовой резины, например, нейлон за такой же период после имплантации изменил прочность до 56%, а полиэтилен — до 71% первоначального значения. Полиуретан за более короткое время (16 мес после имплантации) полностью распадается. Другим показателем устойчивости силиконовой резины в ткани является сохранение растяжимости. Через 17 мес после имплантации ее относительное удлинение несколько увеличивается — до 111%, тогда как растяжимость нейлона уменьшается до 25% первоначального значения. Это свидетельствует о различии в реакциях разных полимеров на воздействие ткани, причем изменения свойств разных материалов могут происходить в противоположных направлениях. Например, за 17 мес пребывания в ткани нейлон становится более жестким, а силиконовая резина более мягкой [6].

Недостатком силиконовой резины является ее малая относительная прочность. Сравнение показывает, что если принять прочность нейлона за 100%, то прочность полиэтилена составит 29, а прочность силиконовой резины лишь 10%. Хотя это соотношение между прочностями указанных материалов через 17 мес после имплантации изменяется и принимает вид 100:37:17, все же оно остается невыгодным для силиконовой резины. При конструировании и эксплуатации электродов необходимо учитывать это свойство изоляции.

Важным показателем свойств изоляционного материала электрода является его взаимодействие с кровью — вызывает ли он свертывание крови или оказывает гемолитическое влияние. Сравнение силиконовой резины с полиэтиленом показывает, что по времени свертывания крови эти полимеры по существу не различаются (оно составляет для силиконовой резины 12 мин, а для полиэтилена 11 мин). Хотя эти два полимера обладают разной гемолитической активностью, она ни у одного из них не достигает опасного уровня.

Противодействовать свертыванию крови на поверхности полимера можно путем нанесения на полимер гепарина; для этого уже разработаны соответствующие методы [1]. Оказалось, что они обеспечивают увеличение времени свертывания крови для обоих указанных полимеров более чем до 60 мин.

Еще одним недостатком силиконовой резины является ее проницаемость для водяного пара. В связи с этим конструктор электрода должен так выбирать остальные материалы для изготовления электрода, чтобы была исключена возможность их коррозии.

Для изоляции провода электрода применяли также полиэтилен. Как следует из сказанного выше, он не остается в ткани таким же инертным, как силиконовая резина. После имплантации он постепенно разрушается, снижаются его прочность и растяжимость. Это означает, что материал твердеет. В действительности такие электроды, изъятые у больных после нескольких лет работы ЭКС, оказываются значительно более жесткими и проявляют способность «запоминать форму». Вы-

сказывалось мнение, что при воздействии на полиэтилен веществами тела происходит распад (укорачивание) полимерных цепочек, чем и объясняются наблюдаемые изменения его механических свойств [10]. Однако полиэтилен имеет то преимущество перед силиконовой резиной, что при обычной толщине изоляции электрода он непроницаем для водяного пара и обладает большей прочностью. Это облегчает конструирование и практическое использование электрода.

Таким образом, применение почти во всех случаях силиконовой резины для изоляции провода электрода объясняется тем, что учитывают в основном ее способность в течение длительного времени сохранять инертность в ткани и в меньшей степени ее механические свойства. Силиконовая резина не отторгается тканями, но и не срывается с ними. Вокруг нее образуется тонкий фиброзный слой, причем здесь не возникает воспалительная реакция.

Соединитель

Соединитель электрода должен обеспечить его надежную электрическую связь с ЭКС и непроницаемое соединение между изоляцией электрода и собственно ЭКС. Для электрического контакта применяются сплавы с высокой стойкостью к коррозии (элджилой, нержавеющая сталь) как для электродной, так и для приборной части соединителя. Следует строго выдерживать принцип выбора одинаковых материалов для контактирующих частей электрода и ЭКС, так как в противном случае возникает опасность электролитической коррозии, поскольку обычно не удается предотвратить проникание жидкостей к соединителю.

Важное значение имеет также выбор материала для уплотнения соединения между собственно ЭКС и изоляцией электрода. Обычно применяют следующее сочетание материалов, хорошо себя зарекомендовавшее на практике: силиконовая резина (для электрода) и эпоксидная смола (для ЭКС). Некоторые изготовители, использующие полиэтиленовую изоляцию электрода (фирма «Тесла»), выбрали сочетание полиэтилена (для электрода) с силиконовой резиной (для уплотнительной прокладки ЭКС). При соединении и разъединении электрода с ЭКС могут возникнуть трудности, если не предусмотрено специальное конструктивное решение для соединителя, которое применила, например, фирма «Витатрон» [16].

1.3.2.2. Конструктивная схема электрода

Рассмотрим отдельно конструкции контактного конца, провода и соединителя.

Контактный конец электрода

На рис. 1.66 изображено несколько типичных контактных концов миокардиальных электродов ЭКС. Очевидно, во всех случаях конец имеет форму тела вращения, которое закрепляется на цилиндрическом

проводе электрода. Собственно стимулирующий контактный конец подвергается тонкой обработке, иногда полируется. На тыльной стороне контактного конца, т. е. там, где он соединяется с проводом, имеется полость, в которую вставляется провод с внутренним вспомогательным штифтом. Соединение контактного конца с проводом обычно осуществляется путем напрессовки тыльной части конца на провод и штифт.

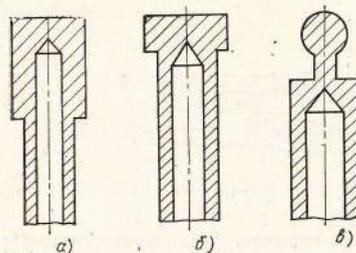
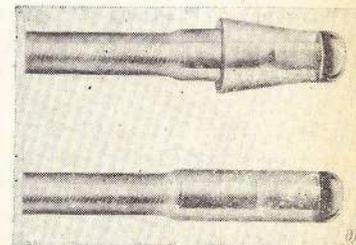
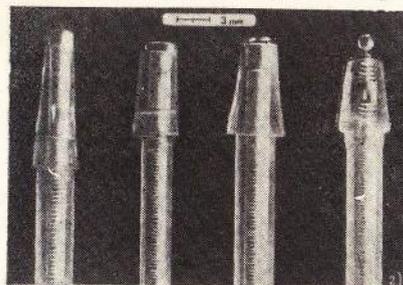


Рис. 1.66. Разные формы контактных концов электродов ЭКС:

a — длинный цилиндр (площадь поверхности около 30 мм²); *b* — диск (площадь поверхности около 12 мм²); *v* — шар (площадь поверхности около 8 мм²); *г* и *д* — внешний вид. В некоторых конструкциях применяется изолированный шарик, установленный на стержне



Тыльную часть контактного конца часто делают шероховатой или снабжают выточками, чтобы облегчить закрепление изоляции провода на контактном конце. Этим гарантируется плотное соединение изоляции с концом. Диаметр контактного конца в большинстве случаев не превышает 2,6 мм; наружный диаметр изоляции электрода имеет в среднем такое же значение.

На рис. 1.67 показан пример конструктивного решения электрода ЭКС фирмы «Витатрон», имеющего выдвижные усики из нейлона. Видно, что способ прикрепления провода электрода здесь отличается от вышеописанного. Подсоединение провода обеспечивается запрессовкой расширенного конца провода в тыльную часть контактного конца электрода. В полости контактного конца находится подвижный поршень, в котором закреплены упомянутые выше усики. Поршень можно перемещать при помощи тросика, проходящего вдоль всего электрода. Это устройство позволяет вводить в сердце электрод с усиками, втянутыми внутрь контактного конца; после того как достигнут контакт с

тканью, нажатием на тросик можно выдвинуть усики и зафиксировать электрод на выбранном месте.

Другое конструктивное решение показано на рис. 1.68. Это так называемый электрод с разделенной плотностью тока. Контакт между металлом электрода и стимулируемой тканью осуществляется посредством проводящих жидкостей тела, которые проникают через отверстие

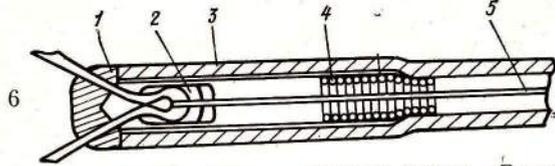


Рис. 1.67. Схематический разрез электрода фирмы «Витатрон» с выдвигающимися усиками:
1 — сплав платины с иридием; 2 — подвижный поршень; 3 — силиконовая резина; 4 — провод электрода (из эдджиля); 5 — тросик; 6 — нейлоновые выдвигающиеся усики

в камеру электрода. Стимулирующий ток определяется прежде всего размерами отверстия камеры. В устье отверстия достигается плотность тока, необходимая для возникновения распространяющейся волны возбуждения. Поскольку в этой области имеет значение лишь ионная

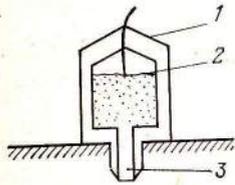


Рис. 1.68. Электрод с разделенной плотностью тока:
1 — изоляционная камера; 2 — электрод с большой площадью поверхности; 3 — отверстие

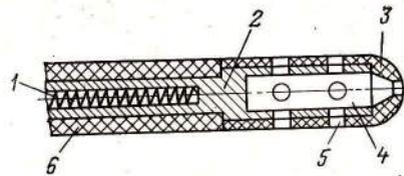


Рис. 1.69. Одна из модификаций электрода с разделенной плотностью тока:
1 — провод электрода; 2 — контактный конец из сплава платины с иридием; 3 — тефлоновый слой; 4 — полость с электролитом; 5 — отверстие; 6 — изоляция из силиконовой резины

электропроводность, исключаются проблемы, связанные с поляризационным напряжением. В то же время внутри камеры, где осуществляется переход между металлическим электродом и электролитом, плотность тока невелика благодаря большой площади металлического электрода, и тем самым ограничивается поляризационное напряжение [7]. Конструкция, основанная на компромиссном принципе, изображена на рис. 1.69. В нескольких местах металлического контактного конца электрода просверлены отверстия. Это обеспечивает увеличение поверхности соприкосновения электрода с жидкостями тела и, по-видимому, снижение поляризационного напряжения.

Провод электрода должен обеспечивать связь контактного конца электрода с ЭКС при наименьших возможных электрических потерях и устойчивое механическое соединение между двумя указанными частями прибора в течение длительного периода времени. Широко распространенная конструкция, принятая в качестве стандартной изготовителями во всем мире, представляет собой провод спиральной формы. Чаще всего провод имеет форму многозаходной спирали. Это объясняется двумя причинами: с одной стороны, такая конструкция повышает надежность механического и электрического соединения (контакт полностью нарушается лишь в том случае, если разорваны все элементы спирали провода); с другой стороны, она обеспечивает малое сопротивление провода (все элементы спирали соединены параллельно). Последнее имеет важное значение; как было сказано выше, для изготовления провода применяются материалы, имеющие большое удельное сопротивление. Обычно используется конструкция четырехзаходной спирали (фирма «Тесла»), состоящей из проволок с диаметром 0,12—0,2 мм. Сопротивление провода электрода длиной 650 мм в виде четырехзаходной спирали (проволоки из нержавеющей стали АКV Extra S диаметром 0,2 мм) приблизительно 15 Ом. Только фирма «Витатрон» применяет для своих электродов провод в форме однозаходной спирали. Непосредственно с проводом электрода соединена его изоляция. Силиконовая резина или полиэтилен для изоляции электрода обычно применяются в форме трубок. В случае полиэтиленовой изоляции такая конструкция не вызывает затруднений, так как полиэтилен имеет большую жесткость, чем силиконовая резина, и может принять на себя часть механического напряжения при извлечении электрода из сердца, причем электрод не слишком сильно растягивается. Если же для изоляции использована силиконовая резина, то иногда извлечение электрода оказывается трудным, так как силиконовая резина очень эластична и электрод растягивается на недопустимую длину. Для того чтобы предотвратить это явление, в высококачественных конструкциях электродов предусматривают фиксацию спирального провода на внутренней поверхности изоляционной трубки. Например, с этой целью можно применять трубку с внутренним диаметром на несколько десятых долей миллиметра меньше, чем диаметр провода. Трубку погружают в бензин, чтобы в результате разбухания увеличился ее диаметр. После такой подготовки в трубку вводят провод электрода. Через некоторое время, после выветривания бензина, трубка приобретает первоначальный размер и фиксируется на свернутом в спираль проводе.

Фиксация электрода в ткани, т. е. в трабекулярной системе правого желудочка, является менее сложным делом. В настоящее время основной метод фиксации — это закрепление электрода в ткани при помощи конического буртика, предусмотренного на тыльной части кон-

тактного конца электрода, как показано на рис. 1.70. Этот буртик, изготовленный из силиконовой резины, является стандартной деталью внутрисердечных электродов современных конструкций.

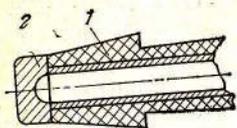


Рис. 1.70. Размещение буртика из силиконовой резины на тыльной части электрода:

1 — буртик из силиконовой резины; 2 — контактный конец из сплава платины с иридием

Соединитель

В разъемном соединении электрода штепсельного типа утолщенный конец электрода из силиконовой резины служит в качестве уплотнительного элемента. На рис. 1.71 приведено схематическое изображение соединителя приборов фирмы «Медтроник». Аналогично устроена и новая конструкция соединителя фирм «Тесла» и «Кордис». Ранее применявшаяся конструкция фирмы «Тесла» показана на рис. 1.72. Очевидно, утолщение электрода в соединителе относительно невелико.

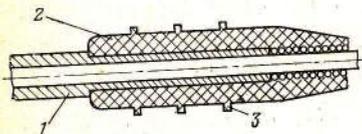


Рис. 1.71. Схема соединителя электрода:

1 — контактная трубка; 2 — утолщенный конец электрода; 3 — уплотнительные кольца

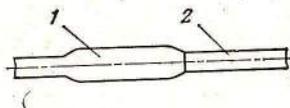


Рис. 1.72. Схема соединителя электрода старой конструкции фирмы «Тесла»:

1 — утолщенный конец электрода; 2 — контактная трубка

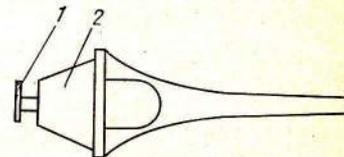
Хотя электрод не очень громоздок, управление его тонким концом затруднено. Такая система оправдала себя на практике при использовании полиэтилена для изоляции электрода. Если используется изоляция из силиконовой резины, то в результате нескольких введений и извлечений электрода тонкая резиновая оболочка сдвигается с разъемной области. На рис. 1.73 приведено схематическое изображение соединителя приборов фирмы «Биотроник». Здесь применен соединитель электрода с коническим уплотнением из силиконовой резины байонетного типа. Контакт вставляют в гнездо, нажимают на него и поворотом вправо фиксируют в нужном положении.

Такая конструкция обладает многими полезными свойствами, однако система в целом оказывается несколько громоздкой. Ее преимущество заключается в том, что для подсоединения электрода к ЭКС достаточно одного движения.

Иногда происходит повреждение провода электрода у самого ЭКС. В таком случае необходимо удалить разъемный конец и подсоединить провод другим способом. Во всех вышеуказанных конструкциях к обнаженному спиральному проводу электрода нужно прикрепить какой-либо соединительный элемент с контактом, подходящим для подключения к ЭКС. Только фирма «Витатрон» предложила другое решение,

Рис. 1.73. Схема байонетного соединителя электрода.

1 — металлический контакт электрода; 2 — уплотнительный конус из силиконовой резины

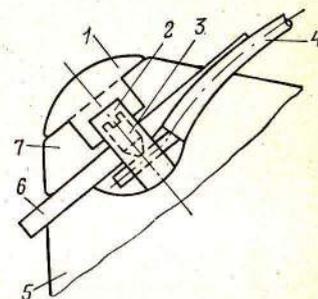


которое иллюстрируется схемой на рис. 1.74. Эта конструкция не требует дополнительного контактного элемента, технически проста и надежна.

Ни одно из известных к настоящему времени конструктивных решений не является идеальным. В обычно используемых соединителях (фирм «Медтроник», «Тесла», «Кордис») для обеспечения надежности

Рис. 1.74. Схема соединителя, используемого фирмой «Витатрон»:

1 — колпачок; 2 — контактный штырек; 3 — фиксирующий винт; 4 — электрод; 5 — ЭКС; 6 — уплотнительная прокладка; 7 — накладка



требуется применение винта. Соединители байонетного типа слишком громоздки, причем конструкция фирмы «Витатрон» в качестве основной операции предусматривает винтовую фиксацию. Если принять во внимание тот факт, что лечение брадиаритмий при помощи имплантации ЭКС очень широко распространено и будет продолжать расширяться, и учесть большую интенсивность миграции населения, то представляется в высшей степени желательным, чтобы была разработана и принята в международном масштабе единая, конструктивно простая и надежная система, которая позволяла бы оказывать эффективную медицинскую помощь любому больному с ЭКС любой марки в любом географическом пункте.

1.3.2.3. Характеристики электродов

Ниже будут рассмотрены отдельно механические характеристики внутрисердечных электродов ЭКС и их электрические характеристики, непосредственно связанные с процессом стимуляции.

Механические характеристики

В отношении механических свойств электрода прежде всего представляет интерес вопрос о том, не будет ли он неблагоприятно влиять на сокращение миокарда и не повредят ли контактный конец или провод электрода стенки сердца и сосудов. В определенной мере это зависит от выбора материалов для изготовления электрода. На свойствах прибора в целом может отрицательно сказаться сочетание материалов и их обработка. В связи с этим в Институте клинической и экспериментальной медицины (г. Прага) было сконструировано динамическое испытательное устройство, схема которого приведена на рис. 1.75. Устройство сообщает датчику силы периодические движения

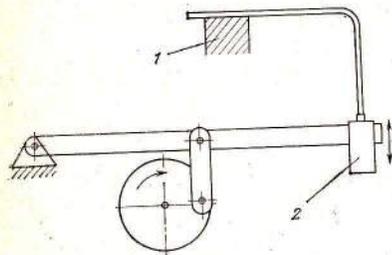


Рис. 1.75. Схема устройства для измерения динамических характеристик электрода:
1 — крепление электрода; 2 — датчик силы

с максимальной скоростью 7 см/с, которая приблизительно вдвое превышает максимальную скорость движения стенки желудочка сердца [22]. Исследуемый электрод расположен так, как показано на схеме. Датчик регистрирует изменения силы при колебаниях. У приборов разных марок обнаруживаются значительные различия в характеристиках. Конечно, силовое воздействие на стенку сердца должно было бы быть минимальным. Обычно у электродов более старых конструкций, как чехословацкого, так и зарубежного производства, измерения дают амплитуду силы в несколько сотых ньютона. У электродов современных конструкций амплитуда силы несколько меньше одной сотой ньютона. Это значение можно считать приемлемым, так как в данном случае контактный конец электрода пассивно перемещается вместе со стенкой желудочка и не влияет на ее движение, причем отсутствует тенденция к перфорации стенки электродом [18]. При оценке других механических свойств электрода надо принять во внимание тот факт, что в случае предполагаемого срока службы ЭКС свыше 10 лет электрод должен будет испытать 360 млн. циклов механического напряжения.

Из электрических характеристик электрода важное значение имеют сопротивление провода и пороговый стимулирующий ток, а иногда пороговое стимулирующее напряжение при заданной длительности импульса стимуляции, или, короче говоря, стимуляционные характеристики.

О сопротивлении провода электрода уже говорилось выше. Здесь нужно лишь подчеркнуть, что оно не является пренебрежимо малым при подсчете общего энергетического баланса стимуляции. Для приближенной оценки можно принять, что современные ЭКС с электродами современных типов осуществляют стимуляцию в течение длительного времени током около 10 мА. Если сопротивление провода электрода приблизительно равно 100 Ом (такое обычно встречается на практике [15]), то падение напряжения лишь на проводе составит 1 В. Для ЭКС, питаемого от четырех ртутно-цинковых элементов, это соответствует потере 19% энергии, превращающейся в бесполезную джоулеву теплоту. Поэтому при разработке современных конструкций электродов стремятся уменьшить сопротивление провода. Например, электроды LES165 фирмы «Тесла» имеют сопротивление провода около 15 Ом. Благодаря этому указанный вид потерь снижается до пренебрежимо малых значений.

Стимуляционные характеристики электрода зависят прежде всего от размеров и в меньшей мере от формы контактного конца. Для оценки стимуляционных характеристик электрода определяют *пороговый ток стимуляции*. Он равен минимальному току, который при данной длительности импульса вызывает в сердце распространяющееся возбуждение, приводящее к механическому сокращению мышцы. Аналогичным образом можно определить и *пороговое напряжение стимуляции* — минимальное напряжение для данной длительности импульса, вызывающее в сердце распространяющееся возбуждение и механическое сокращение. Пороговый ток стимуляции измеряется в миллиамперах, пороговое напряжение стимуляции — в вольтах. Произведение этих двух параметров равно пороговой энергии стимуляции в джоулях, а интеграл от тока в пределах длительности стимулирующего импульса — пороговому заряду стимуляции в кулонах.

Как уже говорилось выше, все рассматриваемые параметры зависят от длительности стимулирующего импульса (рис. 1.76). Исходя из кривых напряжения и тока, можно сделать вывод, что для стимуляции следует выбирать возможно большую длительность импульса, так как при этом потребовались бы наименьшие напряжение и ток. Однако кривая порогового заряда показывает, что при этих условиях для стимуляции требуется большой заряд и, следовательно, слишком быстро израсходуется источник питания ЭКС. Если же, наоборот, исходить только из требования уменьшения заряда стимуляции, то теоретически наиболее выгодным оказывается импульс с бесконечно малой дли-

тельностью. Но в последнем случае неограниченно возрастают как напряжение, так и ток стимуляции. Следовательно, должны существовать некоторые оптимальные условия, на основании которых и нужно выбирать длительность стимулирующего импульса. Этот оптимум, очевидно, соответствует минимуму кривой энергии, который достигается у электродов ЭКС почти всех конструкций при длительностях импульса 0,5—1,5 мс.

Как уже говорилось в предыдущих параграфах, зависимость порогового тока стимуляции от длительности импульса называется кривой Гоорвега — Вейса (сокращенно кривой Г—В). По аналогии зависимость порогового напряжения стимуляции от длительности импульса

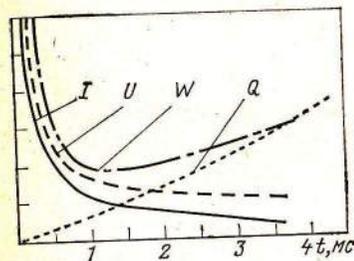


Рис. 1.76. Зависимость пороговых значений тока I , напряжения U , энергии W и заряда Q стимуляции от длительности стимулирующего импульса. Кривые тока и напряжения имеют монотонно убывающий характер (их можно приближенно описать гиперболой). Кривая заряда близка к прямой линии, а кривая энергии имеет нечетко выраженный минимум

называют (иногда не вполне корректно) кривой Г—В для напряжения. Пороговое напряжение или ток стимуляции для импульса с бесконечной длительностью иногда называют реобазой, а длительность импульса для порогового тока стимуляции — хронаксией [21]. Можно показать, что минимум энергии стимуляции достигается именно при длительности стимулирующего импульса, равной хронаксии.

Из электрофизиологии известно [21], что понятия реобазы, хронаксии и кривой Гоорвега — Вейса относятся только к зависимости амплитуды порогового импульса тока стимуляции прямоугольной формы от его длительности. Как было указано выше, напряжение, измеряемое на электроде, определяется током и свойствами двойного слоя на границе между электродом и тканью и поэтому зависит не только от ха-

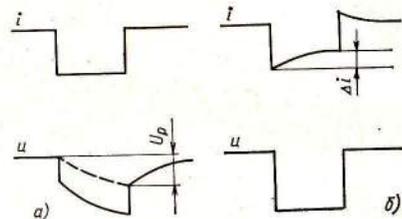


Рис. 1.77. Изменение стимулирующего тока и напряжения при стимуляции прямоугольными импульсами тока (а) и напряжения (б) с постоянными амплитудами:

U_p — поляризационное напряжение, создаваемое двойным слоем на электроде; Δi — уменьшение стимулирующего тока под влиянием напряжения поляризационного двойного слоя, которое противодействует стимулирующему напряжению

рактеристик возбудимости ткани, но и от площади поверхности электрода и от его материала.

На рис. 1.77 представлено изменение стимулирующего тока и напряжения на протяжении импульса стимуляции. Если поддерживается прямоугольная форма импульса тока (постоянное значение тока), то вследствие заряда поляризационного двойного слоя напряжение возрастает. Если же, наоборот, поддерживается приблизительно постоянным напряжение, то вследствие заряда поляризационного двойного слоя оказывается ограниченным ток. На рис. 1.78 представлена приближенная эквивалентная схема ЭКС, электрода и стимулируемой ткани.

Из вышесказанного следует, что хронаксия отражает свойства возбудимости ткани до некоторой степени независимо от характеристик электрода. Однако форма кривых Г—В показывает, как ведут себя в ткани электроды разных видов. При этом пороговый ток стимуляции для импульса с заданной, например, оптимальной длительностью и для определенной ткани соответствует одной из точек кривой Г—В.

Кривые Г—В можно получить, например, при помощи схемы, изображенной на рис. 1.79. Работа схемы основана на том, что измерения должны осуществляться всегда в одной и той же фазе возбуждения миокарда. Чтобы получить правильные значения, измерения нужно проводить в диастолической фазе. Они не должны влиять на кровообращение, например, из-за слишком большой частоты возбуждения. Поэтому в эксперименте измерения выполняются не на каждом сердечном цикле, всегда по крайней мере два цикла пропускаются, как показано на рис. 1.79. Индифферентный электрод должен иметь большие размеры, чтобы на нем не возникали поляризационные явления. Один осциллоскоп измеряет напряжение на электродах, а другой, подключенный к последовательному резистору с малым сопротивлением, измеряет ток в цепи. Одновременно при помощи других электродов, наложенных на объект, регистрируется электрокардиограмма. Измерения начинают при наименьшей длительности импульса, подлежащей исследованию, и устанавливают такой стимулирующий ток, при котором на регистрируемой электрокардиограмме наблюдаются циклы возбуждения, вызванные стимуляцией. Минимальный ток для данной длительности импульса, вызывающий сокращения сердца, представляет собой пороговый ток стимуляции. Затем увеличивают длительность

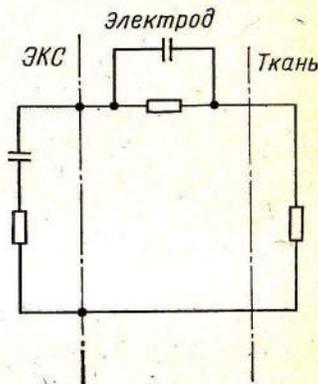


Рис. 1.78. Эквивалентная схема выходной цепи ЭКС, электрода и ткани

импульса и повторяют описанную процедуру. Таким образом можно определить любое нужное число точек кривой Г—В. В клинике при построении кривой Г—В для больных с атриовентрикулярной блокадой, имеющих очень низкую частоту сердечбиений, например 30 ударов/мин, вышеуказанный режим стимуляции (через два цикла) выдерживать не обязательно. В этом случае, наоборот, стимуляция с нормальным ритмом (около 70 имп/мин) обеспечивает нормальные условия кровообращения и позволяет измерить правильные значения порогов стимуляции.

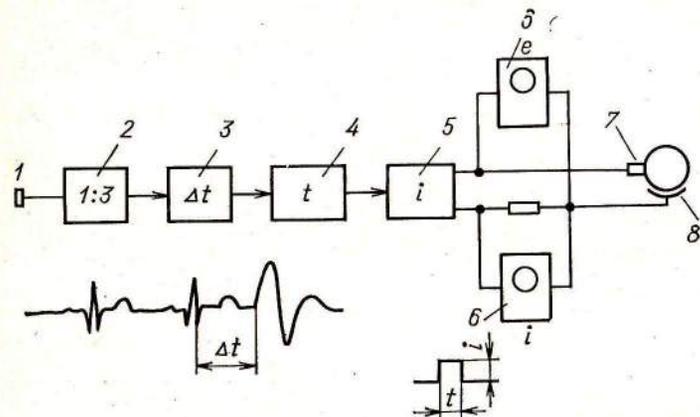


Рис. 1.79. Схема измерительного устройства для построения кривых Гурвега—Вейса в эксперименте:

1—электрокардиографический усилитель; 2—блок, вырабатывающий импульсы после каждого третьего электрокардиографического цикла; 3—задание задержки импульса по отношению к электрокардиографическому циклу; 4—задание длительности стимулирующего импульса; 5—задание амплитуды стимулирующего импульса; 6—осциллографы для измерения импульсов напряжения и тока стимуляции; 7—исследуемый электрод; 8—индифферентный электрод

Отметим, что измеренные кривые Г—В на протяжении периода работы электрода в ткани не остаются неизменными, они имеют определенную динамику. На рис. 1.80 изображены кривые Г—В по напряжению, измеренные у больных непосредственно при имплантации ЭКС и электрода, спустя 1 мес и 13—18 мес после имплантации. Кривая Г—В по току, изображенная на рис. 1.81, соответствует кривым, построенным непосредственно при имплантации. Из графиков на рис. 1.80 ясно, что порог возбуждения по напряжению сразу же после имплантации повышается, по истечении некоторого периода времени снижается до уровня, несколько превышающего начальный, а затем в течение длительного времени не изменяется [4]. Повышение порога непосредственно после имплантации обусловлено, по-видимому, реакцией ткани на чужеродное тело. Через определенное время эта реакция затухает, а вокруг электрода образуется оболочка из фиброзной

ткани, которая в дальнейшем не растет. Возникновение невозбудимого фиброзного слоя вокруг металлического электрода можно рассматривать как создание фактически нового электрода, имеющего, очевидно, большие размеры, чем электрод ЭКС. Чтобы обеспечить требуемую

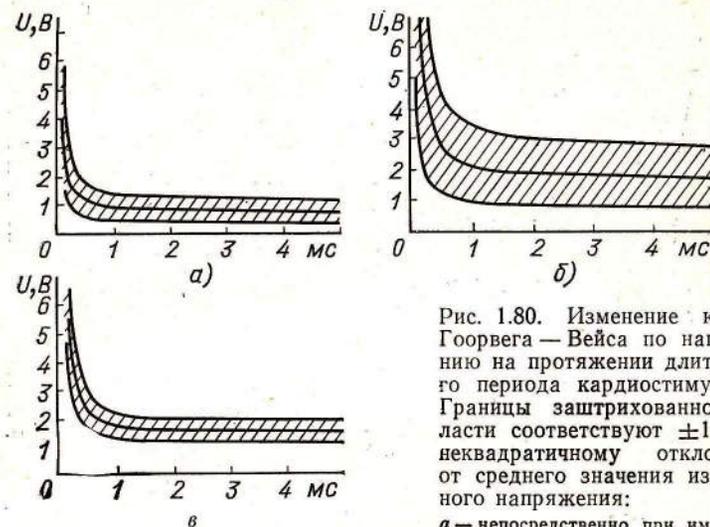


Рис. 1.80. Изменение кривых Гурвега—Вейса по напряжению на протяжении длительного периода кардиостимуляции. Границы заштрихованной области соответствуют ± 1 среднеквадратичному отклонению от среднего значения измеренного напряжения:

а — непосредственно при имплантации; б — спустя 0—1 мес; в — спустя 13—18 мес

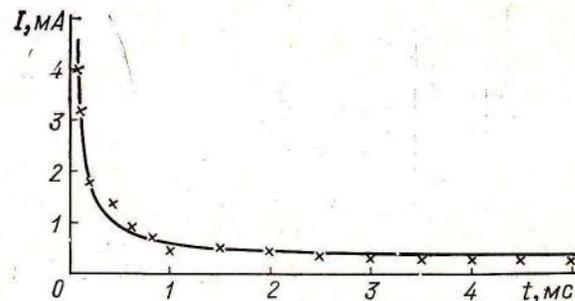


Рис. 1.81. Кривая Гурвега—Вейса по току, соответствующая графикам на рис. 1.80, а

плотность тока, теперь приходится увеличивать ток, а следовательно, и напряжение стимуляции.

В свое время в литературе обсуждался вопрос о том, какая форма более целесообразна для электрода ЭКС — цилиндрическая или сферическая. В [8] было показано, что при одном и том же объеме электродов сферический электрод обеспечивает стимуляцию при более

низком пороге возбуждения, чем цилиндрический. Однако, как было показано в [14], с точки зрения надежности стимуляции целесообразнее применять цилиндрический электрод, так как при одинаковой толщине слоя невозбудимой ткани вокруг электрода плотность стимулирующего тока убывает с удалением от электрода намного быстрее у

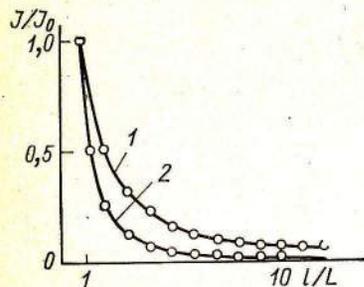


Рис. 1.82. Изменение плотности тока J для электродов в форме длинного цилиндра 1 и шарика 2 в зависимости от расстояния l точки измерения от центра электрода:

По оси абсцисс — относительное расстояние от центра электрода l/L (L — радиус электрода); J_0 — плотность тока на поверхности электрода

сферического электрода, чем у цилиндрического (рис. 1.82). Следовательно, при образовании около электрода невозбудимой ткани вероятность нарушения стимуляции для цилиндрического электрода будет меньше.

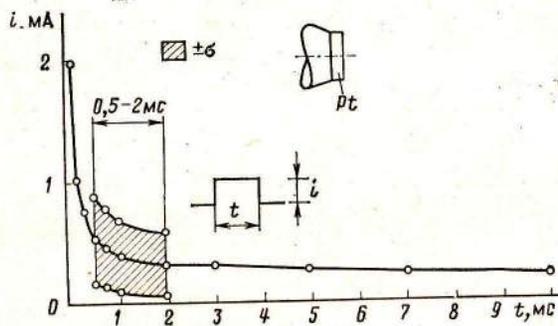


Рис. 1.83. Кривая Гоорвега — Вейса по току для электрода в форме диска с площадью поверхности 12 мм^2 ; σ — стандартное отклонение

Наш опыт конструирования электродов ЭКС, основанный на построении кривых Г—В для цилиндрических (рис. 1.80 и 1.81), дисковых (рис. 1.83) и сферических (рис. 1.84) электродов, говорит о том, что чем меньше площадь стимулирующей поверхности электрода, тем ниже измеряемый порог возбуждения. Это иллюстрируется графиками на рис. 1.85.

На рис. 1.84 пунктиром показана математическая аппроксимация кривых по приведенным уравнениям.

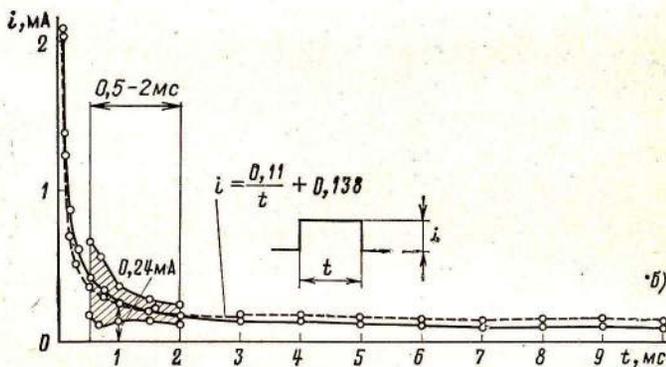
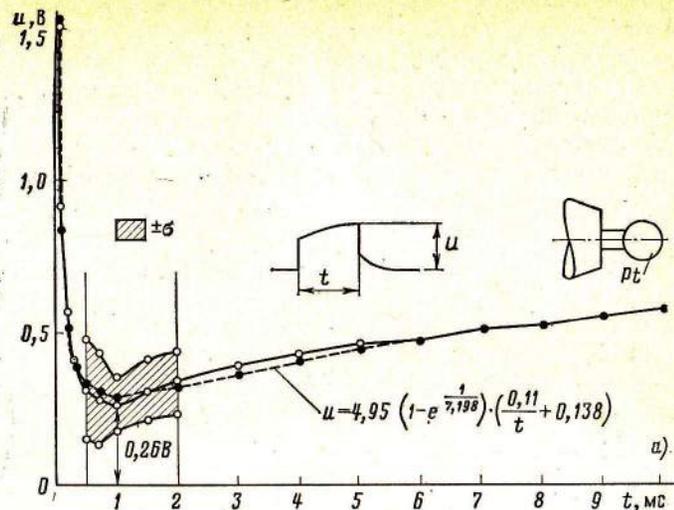
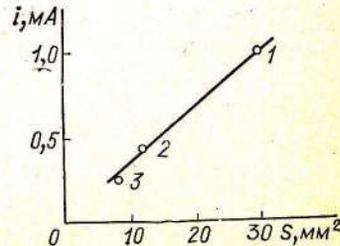


Рис. 1.84. Кривые Гоорвега — Вейса по напряжению (а) и по току (б) для электрода в форме шарика с площадью поверхности 8 мм^2

Рис. 1.85. Зависимость порогового тока стимулирующего импульса (при длительности $t = 1 \text{ мс}$) от площади поверхности электрода S:

1 — цилиндрический электрод LES065 фирмы «Тесла» ($J = 35 \text{ А/мм}^2$; $S = 30 \text{ мм}^2$); 2 — дисковый электрод LES 565 фирмы «Тесла» ($J = 35 \text{ А/мм}^2$; $S = 12 \text{ мм}^2$); 3 — сферический электрод ($J = 30 \text{ А/мм}^2$; $S = 8 \text{ мм}^2$) конструкции отдела медицинской электроники Института клинической и экспериментальной медицины (г. Прага)



Наличие минимума у кривой Гоорвега—Вейса по напряжению обусловлено влиянием заряда электродного двойного слоя на протяжении импульса. Аппроксимирующая математическая функция здесь не является гиперболой. Измеренные плотности тока у всех электродов приблизительно одинаковы. Если форма электрода и оказывает какое-либо влияние на характер кривой Г—В, то, как следует из результатов измерений, это влияние не является решающим фактором.

1.3.3. МИОКАРДИАЛЬНЫЕ ЭЛЕКТРОДЫ

На рис. 1.86,а схематически изображена конструкция миокардиального электрода. Контактный конец электрода погружается в миокард, и электрод пришивается к миокарду при помощи отверстий в его колпачке, изготовленном из силиконовой резины. Собственно электрод изготавливается из сплава платины с иридием, спиральный провод

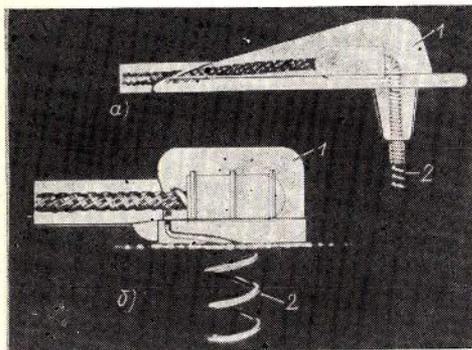


Рис. 1.86. Конструкции миокардиального электрода:
1 — колпачок из силиконовой резины; 2 — контактный конец электрода

электрода — из коррозионноустойчивых сплавов, изоляция — из силиконовой резины. Что касается материалов, то они были обсуждены более подробно в разделе, посвященном внутрисердечным электродам.

В последнее время фирма «Медтроник» в трансторакальном электроде применила спиральный миокардиальный электрод, показанный на рис. 1.86,б. Электрод ввинчивается в миокард при помощи специального прибора и тем самым закрепляется в мышце сердца без пришивания. Дакроновая ткань под колпачком электрода постепенно прорастает соединительной тканью тела, что обеспечивает дополнительную фиксацию электрода.

1.3.4. ЭЛЕКТРОДЫ ДРУГИХ ТИПОВ

Кратце рассмотрим биполярные электроды и электроды для временной стимуляции.

Ранее подразумевалось, что стимуляционный электрод должен быть дополнен еще одним электродом (индифферентным), который бы

замыкал цепь тока. Именно так обстоит дело в большинстве случаев: собственно стимуляционный электрод образует отрицательный полюс цепи (катод), а индифферентный, являющийся обычно частью стенки ЭКС, положительный полюс цепи (анод). Однако существуют и такие конструкции, в которых оба полюса выведены на соединитель и для стимуляции используются биполярные электроды (рис. 1.87,а и б). В качестве собственно стимуляционного электрода служит контактный конец электрода, а в качестве индифферентного — кольцо, установленное на электроде. Выше уже говорилось о возможности коррозии индифферентного электрода при биполярной стимуляции. В связи с этим при такой конструкции электрода всегда необходимо применять сплавы платины. Соединительные провода для электродов изготавливают в

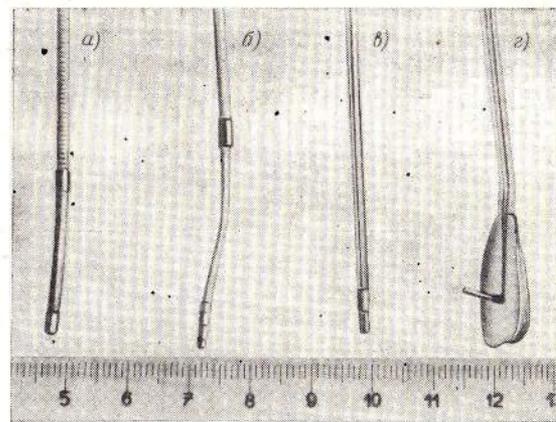


Рис. 1.87. Примеры электродов ЭКС:
а — биполярный; б — биполярный с буртиковой фиксацией; в — униполярный с буртиковой фиксацией; г — миокардиальный

виде спиральной проволоки. Они имеют коаксиальную конструкцию или же представляют собой два провода, лежащих рядом. В настоящее время биполярная стимуляция утрачивает свое значение, так как при использовании этого метода возникают проблемы коррозии и, кроме того, электрод всегда имеет большую толщину, чем при униполярной стимуляции, что затрудняет его введение в сердце.

Тем не менее биполярные электроды можно применять при осуществлении временной стимуляции внешним ЭКС, когда удается использовать то преимущество метода, что при введении электрода одновременно устанавливаются в надлежащее положение и стимулирующий и индифферентный электроды. При изготовлении биполярных электродов для временной стимуляции можно для электродов приме-

нять обычные коррозионно-стойкие сплавы, так как отсутствует опасность длительного воздействия жидкостей тела на материал электрода.

В заключение отметим, что при создании электродов ЭКС рассматривается целый комплекс вопросов — вопросы биологической совместимости материалов, механических характеристик и физиологии возбуждения. Удачная конструкция электрода всегда достигается в результате определенного компромисса, в котором учитываются противоречивые требования, возникающие при подходе к конструированию с разных точек зрения.

Здесь была предпринята попытка хотя бы кратко обсудить проблемы электродов ЭКС по возможности со всех точек зрения; надеемся, что она внесет определенную ясность в данную проблематику и будет способствовать развитию новых более эффективных конструкций.

1.4. ИСТОЧНИКИ ПИТАНИЯ ДЛЯ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ ЭКС

1.4.1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ

Источники питания являются одним из важнейших компонентов имплантируемых ЭКС, в значительной степени определяющих срок их службы и надежность. Достаточно сказать, что до последнего времени больше всего реимплантаций производилось вследствие отказа или истощения батарей.

Одной из главных проблем при разработке источников питания для имплантируемых аппаратов является обеспечение комплекса специфических требований, обусловленных областью применения, важнейшими из которых являются высокая энергоемкость и надежность. Следует отметить при этом, что если энергоемкость может быть рассчитана теоретически с достаточной точностью, то надежность трудно поддается расчету и не может быть определена путем ускоренных испытаний, так как любое изменение условий эксплуатации, как правило, существенно влияет на надежность и другие характеристики источника питания.

Помимо надежности и энергоемкости к источникам питания предъявляются и другие требования, характеризующие их эксплуатационные качества и особенности использования в имплантируемой аппаратуре. Такими характеристиками, в частности, являются ЭДС, ток саморазряда (для химических элементов), плотность энергии на единицу массы или объема, отсутствие вредного воздействия на окружающие аппарат ткани, возможность адаптации конструктивных форм источника к требованиям, предъявляемым к форме и габаритам имплантируемых электрокардиостимуляторов.

Все это определило интенсивность и размах исследований, которые были проведены в области источников питания в течение первых 10—15 лет применения имплантируемых ЭКС.

Все источники питания, для которых исследовалась возможность использования в имплантируемых аппаратах, можно разделить на три вида: химические элементы, радиоизотопные и биологические источники.

Химические элементы наиболее широко используются с начала применения имплантируемых ЭКС по настоящее время. Это обусловлено тем, что они хорошо удовлетворяют практически всем перечисленным выше требованиям, за исключением энергоемкости. По сравнению с другими типами источников электропитания химические элементы обладают рядом существенных достоинств — малой зависимостью напряжения от потребляемой мощности, отсутствием воздействия на окружающие ткани, сравнительно простым приспособлением к конструкции имплантируемого ЭКС.

Радиоизотопные термоэлектрические генераторы на основе плутония начали применяться в имплантируемых ЭКС в конце 60-х годов. Их применение позволило устранить основной недостаток химических источников питания — ограниченную энергоемкость (следовательно, и ограниченный срок службы имплантируемого аппарата). Поскольку запаса энергии в радиоизотопном источнике достаточно для питания имплантируемого ЭКС в течение 30 лет и более, практически его можно считать неограниченным.

К недостаткам радиоизотопных термоэлектрических генераторов следует отнести высокую стоимость, воздействие на окружающие ткани, усложнение электронной схемы аппарата вследствие необходимости применения преобразователя напряжения, а также потенциальную опасность рассеивания радиоактивного вещества при разгерметизации капсулы.

Другой попыткой повысить энергоемкость источников электропитания явилось создание различных биологических источников, основанных на использовании энергетических ресурсов человеческого тела. Эти источники можно разделить на биохимические элементы и электрохимические преобразователи.

Биохимические источники строились либо по типу гальванического элемента, в котором внутренняя среда играла роль электролита, а в качестве электродов использовались пластины из веществ различной активности, например пары $Ag/AgCl$ и Zn , либо по типу топливного элемента, в котором энергия вырабатывалась при окислении металла, например алюминия, кислородом, содержащимся в тканях организма [1]. Поскольку в обоих случаях возможная масса электродов может значительно превышать допустимую массу батарей, работающих в корпусе имплантируемого аппарата, а запас электролита или кислорода в тканях можно считать неограниченными, так как потребление их в процессе работы биохимического элемента мало (топливный элемент потребляет кислорода столько же, сколько 1 г тела), теоретическая энергоемкость этих источников может значительно превышать энергоемкость химических батарей. Однако не удалось создать биохимиче-

ские источники, срок службы которых приближался бы к сроку службы батарей. Кроме того, они вызывали нежелательную реакцию тканей организма, а их электрические характеристики значительно уступали характеристикам источников других типов.

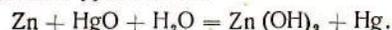
Электрохимические преобразователи строились на принципе преобразования механической энергии движений пациента или его отдельных органов в электрическую. Для этого использовались различные физические явления — возникновение тока при изменении взаимного положения катушки индуктивности и ферромагнитного сердечника, степень сжатия пластины из сегнетокерамики и т. п. Однако импульсный характер выработки энергии такими преобразователями позволял использовать ее только посредством накопления энергии, например, в аккумуляторах.

Поскольку работа электрохимических преобразователей носит нестабильный характер, так как для выработки энергии требуется, чтобы пациент двигался, а наличие механических узлов снижает надежность и ограничивает срок службы, этот тип источников энергии также не нашел применения.

Таким образом, в настоящее время в имплантируемых ЭКС применяются два типа источников электропитания — химические и радиоизотопные, характеристики и особенности применения которых и будут подробно рассмотрены ниже.

1.4.2. ХИМИЧЕСКИЕ ИСТОЧНИКИ ТОКА

Первым источником энергии, в определенной степени удовлетворяющим требованиям, предъявляемым к источникам электропитания имплантируемых ЭКС, и широко использовавшимся в 60-х и начале 70-х годов, был ртутно-цинковый элемент. В этом элементе электрическая энергия выделяется при протекании процесса, который может быть описан следующим уравнением:



Ртутно-цинковый элемент состоит из трех основных частей — катода, анода и сепаратора, пропитанного электролитом. Катод изготовлен из прессованного порошка HgO с добавками, предохраняющими его от выпадения ртути. Анод изготавливается также прессованием из порошкообразного цинка. Благодаря такой технологии электроды имеют пористую структуру и их активная поверхность значительно (в 1000 раз) превышает геометрическую. Это обеспечивает низкую плотность тока, необходимую для сохранения стабильности электродов. Электролит, пропитывающий прокладку, разделяющую электроды, представляет собой 40%-ный водный раствор KOH с добавкой ZnO [2].

Электродвижущая сила ртутно-цинкового элемента равна 1,35 В, емкость в зависимости от модели колеблется от 1 до 1,8 А·ч, ток саморазряда — от 23 до 10 мкА. Эти энергетические характеристики

вполне устраивали изготовителей первых моделей ЭКС, в которых потребляемый ток многократно превышал ток саморазряда, а сравнительно низкая надежность электронных схем и электродов отодвигала на задний план вторую важнейшую характеристику батарей — надежность. Однако по мере усовершенствования электронных компонентов (повышения надежности и снижения потребления) и электродов, внедрения надежных металлических корпусов улучшение характеристик батарей (особенно надежности) вышло на первый план. Выяснилось, что ртутно-цинковые элементы обладают рядом трудно устранимых недостатков: выделяют газ в результате химических реакций, который во избежание разрыва корпуса должен удаляться, например, поглотителем; значительны внутренние потери вследствие большого тока саморазряда, сравнимого и даже в ряде случаев превышающего потребляемый ток; возможен быстрый непредсказуемый выход из строя в результате внутреннего короткого замыкания. Особенно опасен последний недостаток, который приводит к катастрофически быстрому внезапному выходу из строя аппарата, что создает значительную опасность для жизни пациента.

В результате усовершенствования ртутно-цинковых батарей, например применения двойного разделения, снижающего вероятность короткого замыкания, срок их службы и надежность существенно повысились за последнее десятилетие. Если в 1970 г. имплантируемые ЭКС требовали замены в среднем через 18 мес (в основном из-за выхода из строя батарей), то в настоящее время ртутно-цинковые элементы могут обеспечить работу аппарата в течение 5—7 лет [3]. Однако эти данные, касающиеся последних разработок, все же значительно уступают результатам, достигнутым уже в настоящее время с помощью литиевых электрохимических элементов, созданных в начале 70-х годов.

В настоящее время разработано много разновидностей литиевых элементов, особенностью которых является то, что материалом анода является литий, а электролитом — какая-либо соль лития. Основным различием в принципе построения разных типов литиевых батарей является выбор того или иного материала катода. В свою очередь, этот выбор определяет как химические процессы, протекающие в элементе, так и энергетические, конструктивные и эксплуатационные характеристики батарей.

Используемые в настоящее время в имплантируемых ЭКС литиевые элементы можно разделить на две группы: с твердым и жидким электролитами. В качестве твердого электролита используется кристаллическая соль LiI , а материалом катода служит смесь $\text{I}_2 + \text{P}_2\text{VP}$ или сульфид свинца. Преимуществами твердотельных элементов являются отсутствие выделения газа при работе и возможность придания батарее любой формы; однако они имеют и существенный недостаток — по мере разряда их напряжение падает, а внутреннее сопротивление увеличивается, что снижает стабильность параметров аппарата и увеличивает внутренние потери энергии в батарее [4].

Параметр	Страна или фирма-изготовитель, модель									
	СССР ПИ-55с	СССР, ПИ-55ус	Mallory, RM1 ₂ 33	Wilson Greatbatch, 752	Catalist Research, 802/35	SAFT, SAFT-210	OTTE/ARCO	Mallory, LSA-900-6	Dupont Cordis	
Материал анода	Zn	Zn	Zn	Li	Li	Li	Li	Li	Li	
Электродит	KOH	NaOH	KOH+Ag	LiI	LiI	LiI	LiAlCl ₄ +SOCl ₂	LiI	Li	
Материал катода	HgO	HgO	HgO	I ₂ +P ₂ VP	I ₂ +P ₂ VP	LiI	SOCl ₂ +C	LiI+Al ₂ O ₃	LiClO ₄	
ЭДС элемента, В	1,35	1,35	1,35	2,8	2,8	3,45	3,66	1,9 (5,7)	CuS	
Масса батареи, г	10	10,5	3	27	54	9	16	40	2,11 (6,3)	
Объем батареи, см ³	2	2	3	9,5	19	3,1	6,6	10	17 (51)	
Плотность энергии на единицу массы, Вт·ч/кг	67,5	115	100	140	190	210	410	120	6	
Плотность энергии на единицу объема, Вт·ч/см ³	0,34	0,6	0,45	0,39	0,53	0,61	0,97	0,46	217	
Саморазряд	—	—	23 мкА	10 % [за 10 лет за 1,5]	10 % за 10 лет за 4,3	—	1 % за 1 год	—	—	
Емкость в начале срока службы, А·ч	0,5	0,9	1,0	3,75	10	0,61	1,9	0,91	1,8	
Энергия, Вт·ч	—	—	1,35	Есть	Есть	1,9	6,6	4,5	3,7	
Герметичность	—	—	Нет	Есть	Есть	Нет	Есть	Есть	Нет	
Кривая разряда на рис. 1.88	—	7	1	5	5	4	3	2	6	

Этого недостатка лишены элементы с жидким электролитом, в которых в качестве материала катода используются хромат серебра AgCrO₄, сульфид меди CuS или соль SOCl₂C. Кроме того, они имеют большую плотность энергии на единицу массы или объема. Однако первые два из этих источников обладают тем же недостатком, что и ртутно-цинковые, — выделяют при работе газ.

В табл. 1.6 приведены основные параметры различных литиевых элементов (для сравнения приведены параметры некоторых ртутно-цинковых элементов), а на рис. 1.88 — их кривые разряда [5].

Как видно из табл. 1.6, литиевые батареи превосходят ртутно-цинковые по всем энергетическим характеристикам. Особенно важно, что литиевые батареи обладают очень малым током саморазряда, что явилось одним из факторов, позволивших существенно увеличить срок службы имплантируемых ЭКС за счет более полного использования энергии батарей.

Однако самым существенным преимуществом литиевых батарей является их высокая надежность. Так, наблюдение одной из первых моделей ЭКС с литиевым источником питания показало отсутствие отказов батарей в группе из 3000 аппаратов, причем наибольший срок работы к моменту сообщения составлял 21 мес [5]. Позднее в 1976 г. по данным наблюдения за группой из 20 000 аппаратов с литиевыми источниками ни одна из батарей не вышла из строя. И хотя сейчас еще рано говорить о том, какой реальной долговечностью будут обладать последние модели литиевых батарей, по расчетам она может достигать 16 лет и более [3].

Выше были рассмотрены неподзаряжаемые химические источники питания. Альтернативным путем увеличения энергоемкости и срока службы источника электропитания является использование периодически подзаряжаемых аккумуляторов. В течение ряда лет велась разработка никель-кадмиевого аккумулятора для имплантируемых ЭКС [2]. Достоинствами этого аккумулятора являются большое (до нескольких сотен) число циклов перезаряда, герметичность, сравнительно высокая плотность энергии. Технические данные этого аккумулятора приведены ниже.

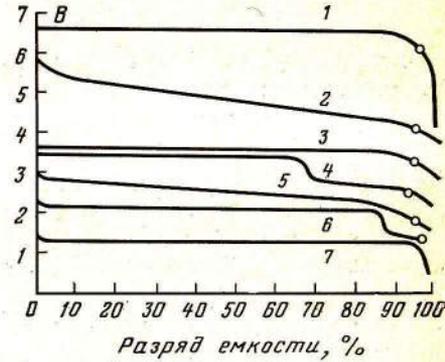


Рис. 1.88. Кривые разряда литиевых элементов:
Точки — рекомендуемые моменты замены

Технические данные NiCd аккумуляторов

Материал анода	Ni
Электролит	Ni OOH
Материал катода	Cd
Электродвижущая сила, В	1,27
Масса, г	12
Объем, см ³	6,83
Плотность энергии на единицу массы, Вт·ч/кг	20
Плотность энергии на единицу объема, Вт·ч/см ³	0,04
Саморазряд, % (от начальной емкости)	15% в неделю
Емкость, А·ч	0,19
Энергия, Вт·ч	0,24

Высокая надежность была обеспечена за счет жесткого контроля качества исходных компонентов и готовых элементов. Подзаряд имплантированного аккумулятора осуществляется посредством передачи энергии от передающей катушки индуктивности, приложенной к поверхности тела пациента, на приемную, имплантированную под кожу и подключенную через выпрямитель к аккумулятору.

Однако никель-кадмиевый аккумулятор, как, впрочем, и все существующие в настоящее время подзаряжаемые химические элементы, имеет большие потери от саморазряда, чем неподзаряжаемые элементы. Кроме того, при глубоком разряде существенно уменьшается допустимое число циклов перезаряда. В нормальном режиме никель-кадмиевый аккумулятор необходимо подзаряжать 1 ч в неделю, а максимально допустимый интервал между подзарядками составляет восемь недель [4]. Это накладывает определенные ограничения на образ жизни пациента и создает значительный психологический дискомфорт.

Кроме того, наличие дополнительной системы для подзаряда привело к усложнению и снижению надежности имплантируемых ЭКС.

Указанные недостатки привели к тому, что с появлением литиевых батарей производство имплантируемых ЭКС с подзаряжаемыми источниками питания практически прекратилось.

1.4.3. РАДИОИЗОТОПНЫЕ ИСТОЧНИКИ ТОКА

Работы по созданию малогабаритных радиоизотопных источников электропитания с большим сроком службы были начаты в 1966—1967 гг. в СССР, США, Англии, Франции, ФРГ. Удельная энергоемкость таких источников по крайней мере на порядок выше удельной энергоемкости химических, а по ресурсам они превосходят химические в 5 раз. Малые габариты радиоизотопных источников делают их привлекательными для использования в различных имплантируемых устройствах, в частности в ЭКС.

Для преобразования тепловой энергии в электрическую в течение длительного срока службы при максимально возможной надежности более других пригодны термоэлектрические преобразователи. В качестве автономных источников электроэнергии для имплантируемых ЭКС в большинстве случаев используются радиоизотопные термоэлектрические генераторы (РИТЭГ) [6].

Из нетепловых способов преобразования энергии нашел применение β -электрический; он заключается в том, что энергия распада β -частиц непосредственно преобразуется в электрическую энергию при помощи полупроводниковых элементов с *p-n* переходом.

В 1970 г. в Англии и Франции были проведены первые операции по имплантации ЭКС с радиоизотопными источниками питания. Это явилось началом практического применения радиоизотопных источников в



Рис. 1.89. Общий вид ЭКС с радиоизотопным источником питания на основе Pu-238

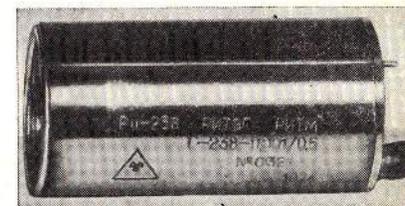


Рис. 1.90. Промышленный образец РИТЭГ «Ритм»

медицинской практике. В СССР операция по имплантации первого отечественного ЭКС (рис. 1.89) с радиоизотопным источником питания была осуществлена в 1975 г. [7]. В 1970 г. страны Западной Европы, входящие в Европейское агентство по атомной энергии (Франция, ФРГ, Швеция, Дания, Испания, Австрия), а также США, Англия и Канада объединили свои усилия по созданию малогабаритных РИТЭГ для имплантируемых ЭКС [8].

В качестве топлива в большинстве РИТЭГ используется Pu-238 в форме двуокиси плутония, а также в виде сплавов плутония со скандием, галлием, цирконием и другими элементами.

Выходная электрическая мощность РИТЭГ определяется тепловой мощностью радиоизотопного источника и КПД системы преобразования энергии распада радиоизотопа в электрическую. Получение выходного напряжения достигается двумя путями.

В первом случае число термоэлементов в преобразователе невелико (несколько десятков) и получаемое напряжение составляет только 0,3—1,0 В. Это напряжение повышается до требуемого значения электронным преобразователем напряжения. Достигнутая эффективность

(КПД) такого термопреобразователя составляет 0,5—1,0%. При применении преобразователя напряжения для повышения напряжения до 4—5 В КПД снижается до 0,25—0,5%.

Во втором случае высокое выходное напряжение получают за счет использования большого числа термоэлементов (более 100). В данном случае преобразователя напряжения не требуется.

В СССР разработан промышленный образец РИТЭГ (рис. 1.90) для ЭКС различного назначения. Он состоит из радиоизотопного источника теплоты, микромодульного термоэлектрического блока, корпуса и тепловой изоляции. Радиоизотопный источник тепла представляет собой герметичную ампулу, внутри которой расположены таблетки топлива на основе биомедицинского $Pu-238$. Конструкция ампулы обеспечивает ее сохранность в экстремальных условиях (высокая температура внешней среды, высокое давление и т. д.).

Для преобразования теплоты в электрическую энергию служит термоэлектрический блок, который со стороны горячих спаев приклеен к радиоизотопному источнику теплоты, а с холодной стороны — к основанию корпуса. Термоэлектрический блок состоит из последовательно соединенных между собой ветвей термоэлементов с проводимостью типа p и n , изготовленных из тройных сплавов на основе теллуридов висмута. Применена тепловая изоляция газозащитного типа. Радиоизотопные термоэлектрические генераторы имеют выходную электрическую мощность около 1 мВт, напряжение 0,5 В, диаметр 22 мм, высоту 50 мм, массу не более 45 г, срок службы не менее 10 лет.

При конструировании радиоизотопной ампулы обычно учитываются возможные аварийные ситуации (например, пожар, внешнее и внутреннее давление, попадание в водную среду и т. д.), в которых источник должен сохранить свою герметичность. Образцы РИТЭГ подвергались испытаниям: на удар о твердую поверхность при скорости 50 м/с, на термостойкость при температуре 800°С в течение 30 мин с последующим охлаждением в воде комнатной температуры, на сжатие при усилии 1000 кг, на критическую температуру (разогрев до температуры 1300°С и выдержка при этой температуре в течение 30 мин), на антикоррозионные свойства топливной капсулы и др.

Дальнейшее совершенствование РИТЭГ для имплантируемых систем направлено на увеличение их срока службы с 10 до 20—25 лет. Создание таких генераторов, как свидетельствуют последние исследования, вполне возможно.

В СССР и за рубежом β -электрический способ преобразования энергии также считается одним из перспективных для создания источников электрической энергии микроваттного диапазона мощностей (атомных батарей). Использование в этих источниках изотопа $Pu-147$, содержащегося в больших количествах (около 2,6%) в отработанном топливе ядерных реакторов, и имеющиеся методы его переработки могут служить хорошей промышленной базой для производства β -электрических источников энергии различного применения.

В настоящее время в США сконструирован радиоизотопный источник питания — атомная батарея Betacel-400, основанный на β -электрическом принципе преобразования энергии, и освоено его промышленное производство для электрокардиостимуляторов. Этот источник разработан в рамках обширной программы исследований, начатой фирмой Mc Donald — Dyglas в 1967 г. К апрелю 1973 г. было изготовлено более 200 батарей Betacel-400, которые прошли испытания при максимальных тепловых и механических нагрузках в объеме требований Международного агентства по атомной энергии. Программа клинических испытаний этих источников началась в 1972 г. в ФРГ и Нидерландах. Имплантация ЭКС с батареями Betacel-400 осуществляется также в СССР.

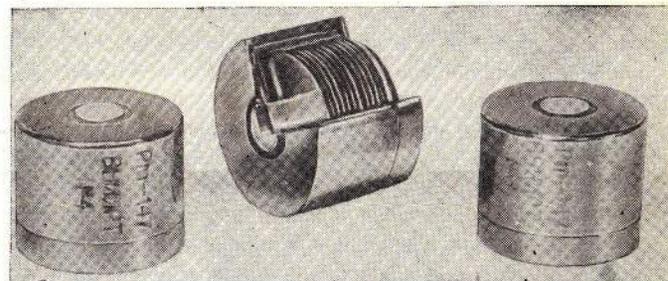


Рис. 1.91. Общий вид атомных батарей

В ходе проведения работ по созданию таких источников питания были исследованы β -электрические свойства кремниевых преобразователей, разработаны технология изготовления источников β -излучения на основе прометия, а также различные конструкции атомных батарей (рис. 1.91) и технология их сборки. Атомная батарея обычно содержит совокупность отдельных ячеек, которые включают кремниевый полупроводниковый преобразователь $p-n$ типа, источник излучения и комммутирующее кольцо. Совокупность ячеек окружена защитным материалом и стальным герметизирующим корпусом. Источник излучения представляет собой слой Pm_2O_3 , нанесенный на тонкую алюминиевую подложку. Электрическая мощность, получаемая от такой ячейки, составляет около 30 мкВт/см² при токе короткого замыкания 100 мкА/см² и КПД около 1,3%. Исследования, направленные на изучение электрических свойств полупроводниковых преобразователей с источниками излучения, позволили также определить потенциальные возможности β -электрического принципа преобразования энергии. Так, использование в атомных батареях двустороннего источника излучения позволяет увеличить его КПД почти вдвое. Дальнейшее увеличение КПД и мак-

симальной удельной мощности возможно за счет улучшения характеристик самих преобразователей. В настоящее время уже используются экспериментальные преобразователи, позволяющие довести КПД до 2,3% при одностороннем источнике излучения, и проводятся работы по дальнейшему их усовершенствованию.

Вследствие распада $Pm-147$, а также радиационных нарушений в кристаллической решетке полупроводникового преобразователя ток короткого замыкания атомной батареи со временем уменьшается. Почти четырехлетние ресурсные испытания показали, что уменьшение тока короткого замыкания происходит по экспоненциальному закону с периодом двукратного уменьшения 2,4 года. Падение электрической мощности происходит несколько быстрее — с периодом 2,2 года. Для обеспечения необходимой электрической мощности в конце определенного срока службы нужно увеличить начальную мощность атомной батареи во столько раз, во сколько она уменьшится за срок службы.

Простота конструкции атомной батареи, достаточно длительный срок службы, высокое выходное напряжение (до нескольких десятков вольт), небольшая масса и малые габариты делают такие источники электропитания довольно перспективными для использования в имплантируемых ЭКС.

В результате относительно малого периода полураспада $Pm-147$ значительно снижается его потенциальная опасность при разгерметизации атомной батареи. Так, уже через 20 лет количество изотопа, оставшегося в батарее, не будет представлять значительной опасности для окружающей среды даже в случае разгерметизации.

Использование радиоактивных изотопов в качестве первичных источников энергии открывает широкие возможности для создания медицинских имплантируемых приборов и устройств, обладающих высокой ресурсоспособностью и надежностью и низкими массогабаритными показателями. Современный уровень знаний в этой области, имеющиеся методы и средства радиационной защиты позволяют надеяться, что потенциальная радиационная опасность при их применении может быть сведена к минимуму.

1.5. КОНСТРУКЦИИ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ ЭКС

Имплантируемые ЭКС* занимают особое место среди всей медицинской аппаратуры именно благодаря своей конструкции [1—6]. Специфические условия работы ЭКС в среде организма вызвали появление ряда интересных конструкций, созданных в разное время и обладающих характерными особенностями.

Возможны два подхода к рассмотрению конструкции ЭКС. С одной стороны, это имплантируемый протез, содержащий электронную

* В дальнейшем по тексту данного параграфа имплантируемый ЭКС будем называть просто ЭКС.

схему, а с другой — это электронный аппарат, работающий в течение длительного срока в жестких и необычных условиях окружающей среды. Основная задача состоит в том, чтобы при конструировании использовать оба подхода и испытать ЭКС на основании известных методов. Отметим, что сама возможность появления ЭКС связана с изобретением транзистора, а быстрое внедрение в клиническую практику — с успехами, достигнутыми к этому времени в области хирургического применения полимерных и металлических протезов.

1.5.1. АНАЛИЗ РАЗВИТИЯ КОНСТРУКЦИЙ ЭКС

При имплантации ЭКС электрод с помощью соединителя подключают к ЭКС, последний состоит из электронной схемы и источника питания, заключенных в герметический корпус, который имеет гермоввод для связи электродного соединителя с электронной схемой и батареей.

Электродный соединитель должен обеспечивать:

- 1) хорошее водонепроницаемое уплотнение и электрический контакт электрода;
- 2) визуальный контроль соединения;
- 3) стыковку с распространенными типами электродов без применения специального инструмента.

Электронная схема ЭКС характеризуется:

- 1) высокой плотностью монтажа;
- 2) конструктивным исполнением с учетом микрорежима — токи менее 1 мкА для транзисторов и токи утечки менее 1 нА;
- 3) схемотехническими решениями, вызванными высокой степенью совмещения функций на одном активном элементе — транзисторе (см. § 1.1).

Методы испытаний и конструктивное исполнение электронных схем хорошо изучены в электронике и не имеют особенностей, за исключением требования высокой надежности.

Корпус ЭКС должен обеспечивать возможность имплантации и учитывать возможность деимплантации, т. е. не иметь острых углов и быть достаточно гладким, чтобы не вызвать прорастания соединительной ткани, а также выдерживать воздействия внутренней среды организма и стерилизации. Узлы корпуса, имеющие контакт с тканями тела, должны быть выполнены из биосовместимых материалов, т. е. материалов, не вызывающих сокращения срока службы ЭКС по причине хирургических осложнений. Минимальная реакция организма на имплантируемый ЭКС состоит в капсулировании его слоем соединительной ткани, образующимся через 4—6 недель после имплантации.

Основное требование к корпусу: корпус должен эффективно согласовывать условия взаимной работы всех элементов конструкции и организма человека, т. е. обеспечивать конструктивную и биологическую совместимость.

За время, прошедшее с 1958 г., когда Элмквистом и Зеннингом был имплантирован первый в мире ЭКС, разработанный фирмой «Элема» (Швеция), основные элементы конструкции ЭКС остались практически прежними, изменилось лишь их конструктивное исполнение в соответствии с прогрессом технологии. По конструктивным признакам в мировой практике условно можно выделить три поколения ЭКС (табл. 1.7).

Таблица 1.7

Поколение	Годы	Тип элементов конструкции		
		Схема	Источник питания	Корпус
I	1958—1972	Дискретные элементы	Ртутно-цинковый	Из эпоксидного компаунда
II	1972—1977	То же	То же	Металлический сварной
III	1977	Гибридные микросхемы	Литиево-йодистый	То же

История развития конструирования ЭКС связана в основном со стремлением увеличить срок службы, который определяется источниками питания и герметизацией. Большинство недостатков ЭКС были связаны с применением ртутно-цинковых источников питания, определявших основные параметры конструкции и во многих случаях косвенно служивших первопричиной отказов. Биотопливные, биогальванические, пьезоэлектрические (см. § 1.4) источники питания не получили промышленного применения и признаны неперспективными в последнее время в связи с появлением литиевых и радиоизотопных источников.

Историческое разграничение ЭКС не означает, что конструкции I и II поколений не встречаются в практике или не могут появиться вновь. Кроме того, при описании работы ЭКС и наблюдаемых клинических затруднений нельзя не оговаривать тип конструкции ЭКС, так как все они обладают своими специфическими свойствами.

1.5.2. ОСНОВНЫЕ ТРЕБОВАНИЯ К КОНСТРУКЦИИ ЭКС

Конструкция ЭКС должна обеспечивать долговременную работоспособность системы стимуляции в организме человека.

Основные комплексные критерии, по которым принято оценивать ЭКС,— это долговечность, надежность и электробезопасность. Ниже рассмотрим эти вопросы, останавливаясь только на тех моментах, которые действительно являются ключевыми; недостаточный учет их

фактически имел место при конструировании ЭКС и проявлялся при клиническом применении.

Срок службы ЭКС, определяющий требования к узлам конструкции, можно оценить, исходя из:

- 1) емкости источника питания и потребляемого ЭКС тока;
- 2) числа денмплантаций ЭКС по причинам хирургических осложнений и поломок электродов (3—10% в год [16]);
- 3) средней продолжительности жизни пациентов с нарушениями ритма и проводимости сердца [16].

Для большинства ЭКС, даже самых первых, предполагаемый срок службы, который обусловлен емкостью источника питания, не реализуется полностью на практике вследствие снижения общей надежности ЭКС за счет других элементов конструкции.

Надежность наиболее полно характеризует конструкцию ЭКС. Методы статистической оценки надежности не нашли должного развития применительно к ЭКС, что объясняется большим числом возможных механизмов отказа, трудно описываемых при помощи математического аппарата. К рассмотрению надежности ЭКС принято подходить с позиций физической надежности, т. е. путем описания процессов, которые вызывают отказ, причем только тех, первопричиной которых явился просчет в конструкции.

ЭКС часто рассматривают с позиций возможных отказов и их клинических проявлений в связи со следующими аспектами разработки и эксплуатации ЭКС:

- 1) большими сроками службы и длительными испытаниями, сравнимыми со сроками службы элементов;
- 2) угрожающими жизни пациента последствиями отказа и стремлением предупредить отказ;
- 3) трудно предсказуемым до опыта поведением материалов конструкции в условиях организма и сложностью моделирования этих условий в лаборатории.

Основной путь повышения надежности ЭКС— это создание оптимальных механических и климатических условий работы источника питания и электронной схемы. В целях устранения возможных процессов деградации элементов конструкции желательно максимально уменьшить влажность среды, в которой работают ее элементы [7, 11]. Исключения представляют ртутно-цинковые элементы, для которых получены оптимальные условия относительной влажности около 27% [8], вследствие того, что они являются негерметичными и снижение влажности вызывает ускоренную утечку электролита.

1.5.3. КОНСТРУКЦИИ ЭКС I ПОКОЛЕНИЯ

Основная задача герметизации ЭКС I поколения— обеспечить приемлемые условия работы электронной схемы и ртутно-цинкового источника питания на срок службы до трех лет.

ЭКС I поколения имеют пластмассовый корпус, изготавливаемый путем заливки полимером электронных компонентов и батарей в форме (рис. 1.92).

Основные требования к полимеру: 1) высокое удельное сопротивление — более 10^{13} Ом·см; 2) малое водопоглощение; 3) низкая температура полимеризации — менее 60°C ; 4) хорошая биосовместимость. Эти требования довольно однозначно определяют выбор материала — эпоксидных смол с различными отвердителями.

Для герметизации ЭКС применяют компаунды на основе смол типа «Гисол», «Аральдит» или отечественные материалы на основе смол ЭК-1, ЭД-200 [9].

Эпоксидные компаунды — некристаллические вещества, обладающие способностью адсорбировать до 5% воды (по массе) за средний срок службы 2—4 года, причем компаунды с малым водопоглощением обладают большей объемной усадкой, большей температурой полимеризации и большей токсичностью по сравнению с компаундами с большим водопоглощением. Взаимодействие полимеров со средой описано в [10].

Механизм разрушения полимерных материалов сводится к разрыву полимерных связей в результате гидролиза и биодеструкции. Применительно к ЭКС большое значение имеет поведение материалов на границе металл — компаунд. Все биосовместимые компаунды имеют низкую степень адгезии с металлами конструкции вследствие образования окисной пленки на поверхности металла. Зазор в переходе металл — компаунд может составлять 10^{-8} м, что значительно больше размера молекул воды (10^{-10} м), и проникновение воды по границе раздела идет значительно быстрее, чем в результате диффузии через толщу компаунда.

Контроль герметичности ЭКС, залитых смолой, осуществляется по наличию пузырьков воздуха, отделяющихся с поверхности корпуса при погружении ЭКС в сосуд со спиртом и последующем создании разрежения в сосуде. Более точные методы определения герметичности не могут быть применены, так как сам компаунд выделяет большое количество газов.

Недостатки метода герметизации компаундом:

1. Проникновение воды к электронной схеме или батарее путем диффузии через компаунд (за счет микропор или по поверхности раздела компаунд — провод); избыточное содержание воды в исходных компонентах компаунда; последующее ухудшение параметров элементов электронной схемы или печатной платы в результате электрохимической коррозии.

2. Давление компаунда на компоненты электронной схемы при усадке, сравнимое с предельно допустимым.

3. Возможность оценки герметичности только грубым индикаторным методом.

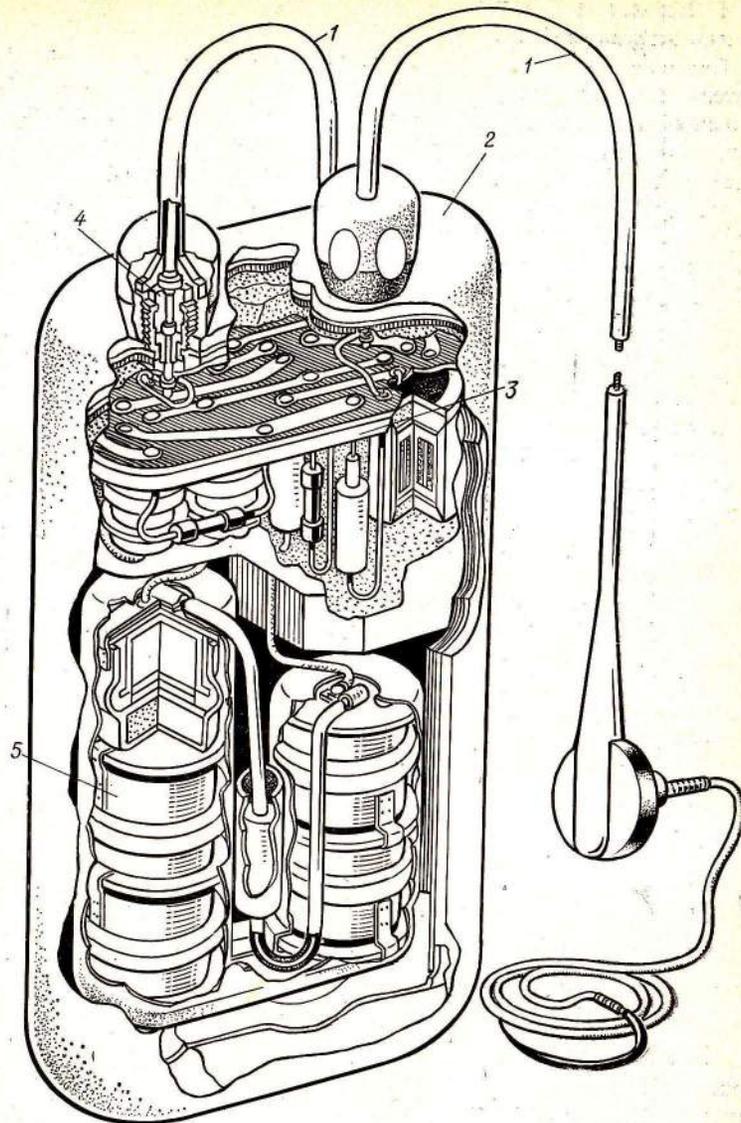
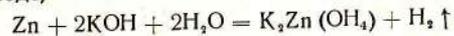


Рис. 1.92. Первый стимулятор I поколения (типа ЭКС-2, СССР): 1 — электроды; 2 — корпус; 3 — электронная схема; 4 — соединитель; 5 — батареи РЦ-55С

4. Вероятность разрушения корпуса средствами стерилизации (окисью этилена или спиртами).

Преимущества метода герметизации компаундом — возможность выпуска недорогих мелкосерийных аппаратов, создания неидеальных, но приемлемых условий для работы электронной схемы и ртутно-цинковых источников и обеспечения их конструктивной совместимости при сроке службы до трех лет.

Источниками питания ЭКС I поколения были исключительно ртутно-цинковые элементы, имеющие собственную герметизацию, создаваемую уплотняющей резиновой прокладкой. Из формулы реакции, протекающей на аноде,



видно, что в процессе работы элемента идет непрерывное выделение водорода.

Эпоксидные компаунды имеют лучшую проникаемость для водорода, чем для воды, и за счет этого избыточный газ из элемента частично проходит в компаунд, а частично уходит в ткани, окружающие аппарат. Таким образом создаются два потока: один — газа от батарей, другой — воды к батареям и схеме. Однако при быстром выделении газа наблюдались явления разрушения корпуса ЭКС и явления электрохимической коррозии корпуса или электрода, что иногда приводило к летальному исходу [17, 18]. Кроме того, проникновение щелочи из батарей по проводникам к электронной схеме вызывает ухудшение параметров элементов схемы [19].

Существует ряд модификаций метода герметизации ЭКС I поколения:

1. Защита блока электроники путем помещения его в отдельный герметичный корпус и заливка батарей компаундом.
2. Защита ЭКС покрытием из силиконового каучука или металлическим экраном (метод позволяет использовать компаунды более токсичные, но с меньшим водопоглощением).
3. Увеличение толщины компаунда (этот метод неэффективен по причине резкого увеличения массы и объема ЭКС).

1.5.4. КОНСТРУКЦИИ ЭКС II ПОКОЛЕНИЯ

Основа конструкции — металлический сварной корпус и гермоввод (рис. 1.93). ЭКС II поколения можно назвать герметичными в полном смысле слова, так как степень герметичности для них можно определить количественно. Герметичность характеризуется натеканием (потоком) контрольного газа через микронеплотности конструкции. Существует два метода проверки ЭКС на герметичность:

1. Опрессовка готового ЭКС под давлением гелия до $5 \cdot 10^5$ Па, последующее разрежение до 10^{-2} Па и измерение натекания при помощи масс-спектрометра.

2. Сварка ЭКС в среде, содержащей гелий, с последующими откачкой давления до 10^{-3} Па и измерением натекания при помощи масс-спектрометра.

Чувствительность метода измерения герметичности определяется качеством оборудования, а также зависит от времени опрессовки или времени между проверкой и сваркой корпуса. Наиболее точен второй метод — он может обеспечить измерение натекания около 10^{-11} Па·м³/с [20].

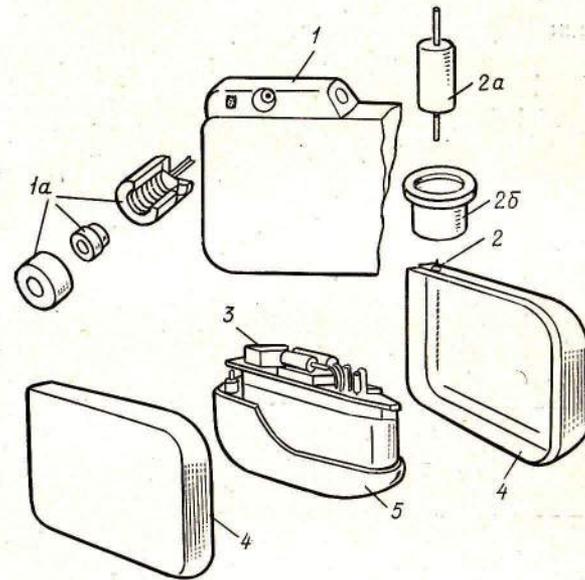


Рис. 1.93. Основные элементы конструкции ЭКС II и III поколений: 1 — соединитель; 1а — детали соединителя; 2 — гермоввод; 2а — изолятор с проводом; 2б — кольцо гермоввода; 3 — электронная схема; 4 — корпус; 5 — источник питания

Цель измерения герметичности — гарантировать плотность водяных паров в ЭКС к концу срока службы не более, чем в нормальных атмосферных условиях. Для срока службы ЭКС в 10 лет натекание гелия должно быть не более 10^{-9} Па·м³/с. При работе ЭКС в среде организма герметичность может как увеличиваться, так и уменьшаться, что связано с процессами адсорбции воды и появлением окислов металлов на стенках капилляров микродефектов соединений корпуса, однако учесть эти процессы при проектировании практически невозможно.

Требуемая степень герметичности однозначно определяет технологию соединения деталей корпуса с помощью сварки.

Основные требования к сварному соединению:

- 1) коррозионная стойкость;
- 2) отсутствие выступов шва (предотвращает возможное давление и некроз тканей в месте имплантации);
- 3) возможность контроля качества сварного соединения гелиевым теческательем (заполнение гелием среды, в которой происходит сварка);
- 4) минимизация распространения теплоты от зоны сварки (во избежание перегрева компонентов схемы).

При выборе типа сварки можно руководствоваться следующими рекомендациями:

Тип сварки	Среда	Перегрев схемы
Электронно-лучевая	Вакуум	Средний
Аргонно-дуговая	Гелий, аргон	Высокий
Лазерная	Гелий, аргон	Низкий

Для изготовления корпуса используют хромоникелевые стали и чистый титан. Применяемые в СССР и за рубежом стали отличаются высокой коррозионной стойкостью благодаря большому содержанию хрома и малому содержанию углерода. Химический состав основных легирующих добавок сталей приведен в табл. 1.8.

Таблица 1.8

Марка стали	Состав, %				
	C	Si	Mn	Cr	Ni
03X18H10T	0,03	0,8	2,0	17,0—10	9,0—11,0
316L	0,03	1,0	2,0	16,5—15	12,5—15,0
304L	0,056	0,51	1,5	17,0	9,2

Коррозионная стойкость металлов корпуса определяется свойствами окисной пленки Cr_2O_3 или TiO_2 , образующейся на поверхности при контакте с водой и кислородом. Полные сведения по коррозии имплантируемых металлов можно найти в [10]. Применительно к ЭКС установлено, что наиболее вероятна коррозия вблизи шва и около деталей корпуса из эпоксидной смолы или силиконовой резины, а также около мест контакта корпуса ЭКС с изоляцией электрода. Нержавеющие стали можно считать вполне пригодными для ЭКС со сроком службы 3 года, для больших сроков службы необходимо применять титан или его сплавы. Процессы электрохимической коррозии корпуса наблюдаются только при неравновесном заряде, протекающем через электроды; эти условия возникают лишь при отказе электронной схемы, но очень редко [17].

Гермоввод ЭКС II поколения аналогичен гермовводу электронной лампы, однако требования к коррозионной стойкости предполагают использование для изготовления проводников благородных металлов: Au, Pt, Nb и Ta. Для изготовления изоляторов гермоввода применяют различные виды стекла, фарфора, керамики на основе TiO_2 , Al_2O_3 , ZrO_2 .

Типичные отказы гермоввода связаны с ростом утечки тока по изолятору гермоввода за счет проникания тканевой жидкости через границу раздела корпуса и электродного соединителя. Процесс роста утечки происходит в соответствии со следующим механизмом: увеличивается влажность вблизи анода гермоввода, происходит окисление поверхности металла, затем под влиянием электрического поля происходит движение ионов металла, причем со временем расстояние между катодом и анодом уменьшается на размер каждого оторванного от анода иона металла, и процесс может приобрести лавинообразный характер. Таким образом может произойти замыкание между двумя полюсами гермоввода. На поверхности изолятора продукты коррозии образуют характерный рисунок, получивший название древовидных наростов — дендритов [21]. Для образования дендритов необходимы два условия: наличие влаги и электрического поля. В ЭКС используется импульс, при котором полный перенос заряда через электроды за период равен нулю, но это условие недостаточно для предотвращения коррозии, так как за более длительное время положительной полуволны (пауза между импульсами) ионы металла могут продвинуться в электролите значительно дальше и за время отрицательной полуволны (импульс) не вернуться в исходное положение. Данный механизм коррозии имеет место и в электронной схеме ЭКС — печатные платы, транзисторы, батареи нередко отказывают при наличии влаги по этой же причине.

Клинические проявления данного механизма отказа разнообразны — это снижение амплитуды импульса в отведениях ЭКГ, отсутствие одного или двух импульсов ЭКС и даже отключение биоуправляемого ЭКС за счет электрического шума, создаваемого дендритом при наличии потенциала поляризации электрода на входе усилителя ЭКС. При деимплантации ЭКС дефект может быть не установлен, так как при высыхании электролита утечка значительно уменьшается. Данный дефект наиболее часто встречается в ЭКС, проводник гермоввода которых изготовлен из нержавеющей стали или кобальта.

Недостатком конструкции ЭКС II поколения является наличие негерметичных ртутно-цинковых элементов, выделяющих до 100 см³ водорода за 5 лет эксплуатации [22], что примерно равно объему ЭКС. Для поглощения избыточного водорода в ЭКС применяется «ловушка» на основе адсорбента водорода:



Получаемая в результате реакции вода поглощается силикагелем.

Выпускавшиеся модели ЭКС — Р10В (фирма «Телеэлектроникс»), 8116 (фирма «Старр-Эдвардс»), К-серия (фирма «Кордис»), ЭКС-5 — выходили из строя через 1,5—2 года после имплантации по причине того, что помимо водорода и воды в конструкции присутствуют еще и пары щелочи. При работе батарей в лабораторных условиях щелочь, связываясь с углекислым газом из воздуха, образует характерный налет из карбоната натрия (рис. 1.94), а в условиях герметичного объема щелочь стремится реагировать с элементами конструкции. При наличии давления водорода внутри корпуса все выделения источника питания активно воздействуют на элементы схемы, являю-

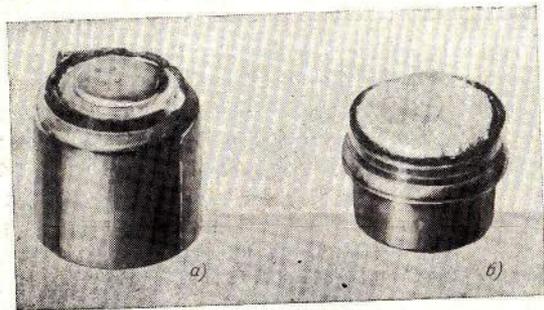


Рис. 1.94. Ртутно-цинковые источники питания: RM-1 фирмы «Мэллори» (а) и РЦ-55С (б). На верхней крышке виден белый налет карбонатов

щиеся по сути дела такими же поглотителями и адсорбентами, как и конструктивно введенные, и вызывают ускоренное ухудшение их параметров.

Наиболее чувствительными к выделениям батарей оказались транзисторы. Отказ транзисторов происходит в большинстве случаев по причине коррозии алюминиевой металлизации, а параметрический дрейф связан с образованием каналов в *p-n* переходе и утечками по поверхности кристалла транзистора.

Основные клинические затруднения заключались в потере функций биоуправления ЭКС и прочих нарушениях логичной работы.

Методом устранения подобных недостатков могло бы стать применение второго герметичного корпуса только для батарей и адсорбента, однако ни одна из фирм-изготовителей не пошла на такие затраты, так как по существу пришлось бы вдвое увеличить объем и стоимость ЭКС.

1.5.5. КОНСТРУКЦИИ ЭКС III ПОКОЛЕНИЯ

Конструкции ЭКС III поколения сохранили все элементы конструкции корпуса и гермоввода II поколения. Существенное их отличие — это герметичный и высоконадежный источник питания на основе лития. В связи с уменьшением габаритных размеров и использованием гибридных микросхем с высокой степенью интеграции необходимы контроль за чистотой поверхностей и контроль газовой атмосферы внутри корпуса ЭКС. Способность многих металлов (палладия, серебра и т. д.), входящих в состав электронных элементов, адсорбировать газы существенно влияет на характеристики схемы ЭКС. В [23] обсуждается случай клинического проявления дефекта ЭКС в результате отказа конденсатора, адсорбировавшего возникший при сварке корпуса водород. При подборе материалов конструкции внутри корпуса стараются использовать как можно меньше пластмасс, так как их режимы старения, сопровождающиеся газовыделением, и разрушения недостаточно изучены; общая тенденция микроэлектроники — избегать органических материалов в герметичных корпусах — была перенесена и на ЭКС.

1.5.6. ЭЛЕКТРОБЕЗОПАСНОСТЬ ЭКС

Требования по обеспечению электробезопасности ЭКС отличаются от требований к прочей медицинской аппаратуре по причине длительного воздействия стимулирующих импульсов на сердце и организм пациента.

Первый, наиболее хорошо изученный вопрос связан с поведением ЭКС под воздействием электромагнитных помех [4]. Основное требование, чтобы частота стимуляции не выходила за пределы 30—150 имп./мин, обеспечивается электронной схемой — фильтрами и специальной схемой подавления периодических помех [4] (см. § 1.1).

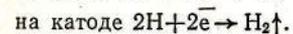
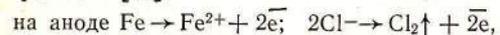
При наличии в схеме ЭКС трансформатора (например, в блокинг-генераторе) следует учитывать воздействие постоянных магнитных полей. Источниками постоянных магнитных полей могут быть магниты, применяемые при послеоперационном контроле функций ЭКС (см. гл. 2). Магнитное поле способно оказать действие на переходные процессы в блокинг-генераторе и на выходные параметры ЭКС. В результате защиты трансформатора экраном резко увеличиваются масса и габаритные размеры ЭКС, и в настоящее время такая защита используется редко.

При конструировании ЭКС следует учитывать и воздействие УВЧ-помех. Эффективной защитой является металлический корпус ЭКС, однако большая доля помех проникает к схеме через электроды, и поэтому компоновка электронной схемы должна быть проведена с учетом паразитных связей между элементами.

Второй вопрос электробезопасности ЭКС связан с обеспечением минимального тока утечки на электроды. Требование к току утечки аппаратуры для внутрисердечных вмешательств определяется из ве-

роятности возникновения фибрилляции при заданном токе [4]. Для подобных аппаратов ток утечки должен быть менее 10 мкА при нормальной работе и менее 50 мкА при единичном отказе в схеме [14].

При рассмотрении долговременной работы ЭКС можно установить, что ток утечки 10 мкА вызывает необратимые изменения в электрической схеме ЭКС — коррозию электродов с протеканием нежелательных реакций [18]:



Экспериментально установлено, что при токе утечки 10 мкА визуальный контроль корпуса из нержавеющей стали позволяет обнаружить следы коррозии через 1 мес, а значительные изменения с образованием ржавчины и точечной коррозии металла — через 6 мес.

Минимальные токи утечки, способные вызвать ускорение протекания электрохимических реакций на электродах, в настоящее время не установлены. В случае применения большого металлического корпуса и платиново-иридиевого наконечника электрода можно считать приемлемым ток утечки не более 0,1 мкА для обеспечения долговременной работы системы стимуляции в условиях организма. Большинство ЭКС имеет реальные токи утечки ниже этого значения (под током утечки следует понимать уровень постоянной составляющей на выходе ЭКС).

Клинические проявления воздействия токов утечки на электроды;

- 1) дрейф изоляции электрокардиограммы (заметен при токе утечки более 100 мкА);
- 2) высокий порог стимуляции, измеренный после деимплантации ЭКС (после устранения воздействия тока утечки порог может быстро уменьшиться);
- 3) наличие выделений коричневого цвета около корпуса ЭКС;
- 4) разрушение корпуса ЭКС или индифферентного электрода;
- 5) наличие толстого оксидного слоя на корпусе, если при отказе схемы корпус стал катодом.

Обеспечение электробезопасности ЭКС основывается на применении надежного выходного конденсатора. При компоновке электронной схемы следует создать наиболее благоприятные условия для его работы — удалить конденсатор и выходной провод от возможных путей утечки. Наибольшее значение это имеет для ЭКС, герметизированных пластмассой. Так, при анализе случаев отказа ЭКС, связанных с утечкой тока [17], выяснено, что ЭКС 5842 фирмы «Медтроник» имел выходной конденсатор в непосредственной близости от соединителя и проводника схемы; это, вероятно, и вызвало появление воды на поверхности конденсатора и утечку тока на электроды. В схемах биорегулируемых ЭКС вход усилителя и электрод также должны быть разделены конденсатором.

Третий вопрос обеспечения электробезопасности ЭКС связан с минимизацией воздействия гальванических токов на элементы конструк-

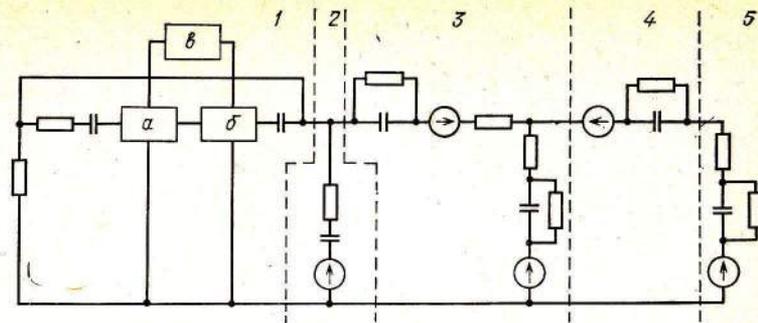


Рис. 1.95. Эквивалентная схема системы стимуляции, пригодная для оценки гальванических токов:

1 — ЭКС (а — усилитель; б — выходной каскад; е — источник питания); 2 — гермоввод; 3 — соединитель; 4 — провод электрода; 5 — переход контактный конец — ткань — корпус ЭКС

ции и электродной системы. Поведение ЭКС в среде организма может быть рассмотрено с помощью анализа совокупности простейших электрохимических ячеек: контактный конец электрода — провод электрода — электрод — провод гермоввода — корпус (или индифферентный электрод).

Электролитный состав тканевой жидкости, окружающей ЭКС, замещают при испытаниях 1%-ным раствором хлорида натрия в дистиллированной воде. Все переходы металл — металл в системе стимуляции имеют различную природу: разъемное соединение, сварное соединение и связь через элементы электронной схемы. Естественно, для согласования всех металлов желательно было бы все элементы изготовлять из одного куска металла, однако на практике это невозможно. Между разными и даже одинаковыми металлами, находящимися в разных условиях, существует разность потенциалов. В результате возникают гальванические токи, способные вызвать коррозию металлов, рост порога стимуляции и другие явления, аналогичные результатам воздействия тока утечки.

Полная эквивалентная схема системы стимуляции в организме приведена на рис. 1.95.

Основную роль играет переход контактный конец электрода — корпус ЭКС. Если корпус изготовлен из титана или нержавеющей стали, то между ним и электродом из платины (LES165 фирмы «Тесла») существует разность потенциалов 300—500 мВ, причем электрод является анодом. Для устранения возможных гальванических токов (для этой пары они составляют 1 мА при мгновенном коротком замыкании и 0,1—1 мкА при долговременной работе в течение нескольких суток) следует обеспечить входное сопротивление ЭКС по постоянному току при напряжении 0,8 В не менее 1 МОм.



Рис. 1.96. Внешний вид ЭКС-222

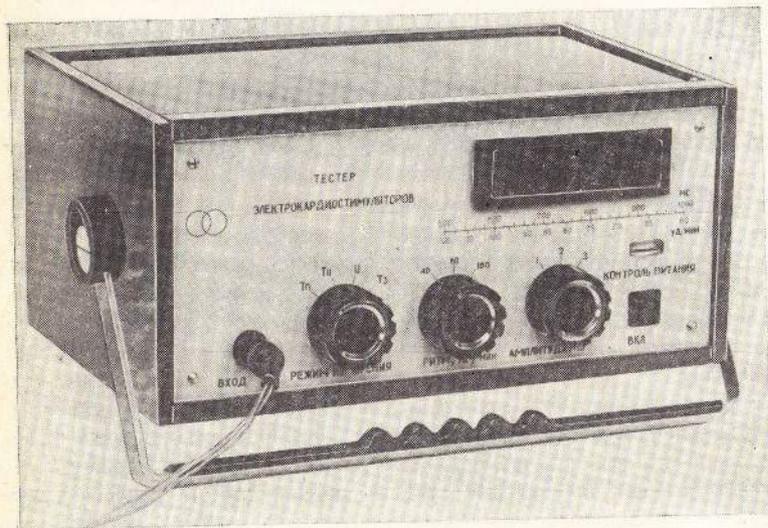


Рис. 1.97. Тестер для проведения дооперационного контроля ЭКС

1.5.7. ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРЫ, РАЗРАБОТАННЫЕ В СССР

При конструировании ЭКС III поколения в соответствии со стандартом СЭВ 1453-78 учтен опыт разработок предыдущих поколений ЭКС. Основными элементами конструкции являются:

1) штыревой электродный соединитель, позволяющий производить стыковку с электродами типа LES165 фирмы «Тесла» (ЧССР) и электродами других распространенных типов;

2) герметичный корпус из чистого титана, свариваемый при помощи лазера;

3) гермоввод на основе перехода $Ti - Au - Al_2O_3 - Au - Pt$;

4) источник питания на основе лития.

Герметичность конструкции гарантирует натекание гелия не более 10^{-10} Па·м³/с. Внешний вид биоуправляемого ЭКС приведен на рис. 1.96, а сравнительные электрические параметры — в табл. 1.9.

Важным фактором повышения надежности и безопасности применения метода электрокардиостимуляции является возможность контроля (см. гл. 2). Для проведения дооперационного контроля разработан тестер ЭКС. Его внешний вид представлен на рис. 1.97. Тестер позволяет контролировать чувствительность ЭКС к прямоугольному импульсу с погрешностью до 1 мВ. Кроме того, в ЭКС R-запрещающего типа контролируется наличие рефрактерного периода не менее 200 мс и чувствительность к зубцу T (тест — сигнал — треугольный импульс длительностью 150 мс) не менее 7 мВ.

Основные узлы прибора: электронный блок, батарея питания, цифровые индикаторы, панель управления, корпус.

Технические данные

Диапазоны измерения:

периода повторения выходных импульсов ЭКС, мс . . .	350—1500
амплитуды выходных импульсов ЭКС, В	1—10
длительности выходных импульсов ЭКС, мс	0,3—3,0
задержки R-синхронизированных ЭКС, мс	100—200
Масса, кг	5
Габаритные размеры, мм	325×216×140

Возможность контроля чувствительности, наличия рефрактерного периода и защищенности от зубца T биоуправляемых ЭКС.
Цифровая индикация результатов измерения

Для периодического контроля имплантированных ЭКС разработан комплекс приборов периодического контроля (рис. 1.98). Комплекс состоит из прибора контроля имплантированных ЭКС и осциллографа С1-73 и выполняет следующие функции: измеряет период повторения импульсов в диапазоне 200—1999 мс, длительность импульсов в диапазоне 0,1—10,0 мс, амплитуду импульсов в диапазоне 10—1000 мВ с индикацией полярности; обеспечивает наблюдение формы стимулирующих импульсов на экране осциллографа и регистрацию формы стимулирующих импульсов с помощью стандартного электрокардиографа.

Сбор информации производится при помощи стандартных электрокардиографических отведений. Индикация результатов измерений — цифровая. Кроме того, работа прибора контроля сопровождается звуковой индикацией. Питание комплекса — от сети 220 В, 50 Гц. По

Таблица 1.9. Сводная таблица параметров ЭКС

Параметр	Модель ЭКС				
	111	111D	222	320	425
	Алгоритм				
V00	V00	VVI	VAT	DVI	
Собственная частота, имп./мин	70±3	85±3	70±3	70±3	70±3
Контрольная частота, имп./мин	—	—	71±3	70±3	70±3
Диапазон изменения частоты в режиме синхронизации, имп./мин	4-8	4-8	6-10	6-10	6-10
Снижение частоты выходных импульсов к концу срока службы, имп./мин	—	—	—	—	—
Рефрактерный период, мс	—	—	—	—	—
Задержка между зубцом P и стимулирующим импульсом, мс	—	—	250±50	430±20	250±50
Чувствительность к зубцу P, мВ	—	—	±(3±1) 7	±(1±0,5) 7	±(3±1) 7
Чувствительность к зубцу R, мВ	—	—	—	—	—
Чувствительность к зубцу T, мВ, не меньше	—	—	—	—	—
Амплитуда выходных импульсов, В	5±0,5	6,5±0,5	5±0,5	5±0,5	5±0,5
Длительность выходных импульсов, мс	0,75±0,25	0,9±0,1	0,75±0,25	0,75±0,25	0,75±0,25
Габаритные размеры, мм	17×47×54 70	12×47×54 60	17×57×67 100	17×59×67 100	21×71×77 130
Масса, г	—	—	—	—	—

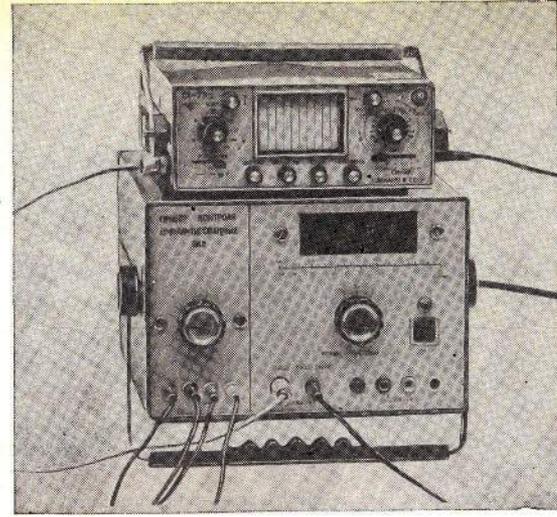


Рис. 1.98. Прибор контроля имплантированных ЭКС

электробезопасности прибор контроля соответствует классу защиты II [14]. Габаритные размеры прибора контроля 285×235×400 мм, масса 10 кг.

ГЛАВА ВТОРАЯ

КОНТРОЛЬНО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ АППАРАТУРА ДЛЯ НАБЛЮДЕНИЯ ЗА СОСТОЯНИЕМ ИМПЛАНТИРОВАННЫХ ЭКС

2.1. ОБЗОР МЕТОДОВ КОНТРОЛЯ

Контроль за состоянием имплантированных ЭКС и измерение некоторых физиологических параметров у больных при помощи ЭКС необходимы по двум причинам. С одной стороны, по истечении определенного периода времени после имплантации нужно проверять техническое состояние прибора для обеспечения безопасности для больного, с другой — при исследовании функции ЭКС можно на основании

измеренных параметров получить определенную клиническую картину состояния больного и данные, помогающие в прогнозировании развития заболевания, в частности указывающие на необходимость лечебных мер.

Необходимость контроля имплантированных ЭКС обусловлена многими явлениями, которые приводят к нарушению его нормальной работы:

истощение источника питания (у приборов с внутренним источником питания);

нарушения работы электронной части (внезапные отказы отдельных элементов или постепенный выход из строя цепей вследствие проникания внутрь прибора жидкостей тела);

повреждение провода электрода (разрыв провода или увеличение его сопротивления);

повреждение изоляции провода электрода;

ухудшение электрической связи между ЭКС и электродом (нарушение разъема);

смещение электрода в точку, где стимуляция неэффективна (displacement);

повышение порога стимуляции;

недостаточная амплитуда внутрисердечной электрокардиограммы или изменения ее формы, приводящие к неуправляемой стимуляции (у ЭКС управляемых типов).

Методы контроля и наблюдения за состоянием имплантированных ЭКС в зависимости от сложности и характера используемой информации можно подразделить на нижеуказанные группы.

2.1.1. НАБЛЮДЕНИЕ ПО ПОКАЗАТЕЛЯМ СРОКА СЛУЖБЫ ИСТОЧНИКА ПИТАНИЯ ЭКС

Этот наиболее простой метод основан на допущении о практически бесперебойной работе самого ЭКС. Больных вызывают для контроля и замены ЭКС к концу срока службы источника питания, который указывается изготовителем прибора. Для этого достаточно организовать точную регистрацию больных, например, в форме картотеки, или записать данные в памяти ЭВМ [1]. В случае преждевременного истощения источника питания или неожиданного повреждения прибора производят в срочном порядке замену неисправного ЭКС в клинике.

Более точное представление о сроке службы ЭКС данного типа по сравнению со сроком, теоретически рассчитанным, дает статистическая обработка реальных сроков службы опытной серии ЭКС. Результаты такого исследования, которые в большинстве случаев представляются в графической форме, указывают изменение процентного отношения числа отказавших приборов на протяжении времени работы; некоторые изготовители приводят эти данные для своих ЭКС. Номинальный

срок службы определяют по кривой суммарной относительной частоты выхода из строя прибора в зависимости от времени, задавая допустимое значение этой частоты (например, 10 или 5%). По истечении найденного таким способом срока службы ЭКС профилактически заменяют. Типичная кривая частоты выхода из строя ЭКС представлена на рис. 2.1. Ступенчатый участок кривой соответствует измеренным значениям. По этим же значениям построена плавная кривая функции распределения Гаусса:

$$P = \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^T e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{T-T_{cp}}{\sigma} \right)^2} dt,$$

где T_{cp} — среднее значение срока службы; σ — его стандартное отклонение.

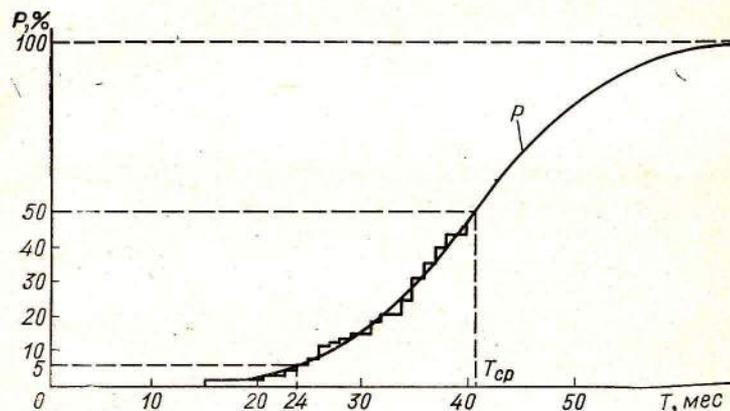


Рис. 2.1. Зависимость суммарной частоты выхода из строя ЭКС P от времени функционирования для прибора типов LSK 100 и LSK 110 фирмы «Тесла» (экспериментальная серия) [2]

Рассчитанные параметры: $T_{cp} = 40,6$ мес; $\sigma = 10,5$ мес. Здесь частоте повреждения прибора 5% соответствует срок службы 24 мес. Однако разные изготовители указывают номинальный срок службы по-разному: например фирма «Медтроник» указывает для приборов типов 5870 и 5841 срок службы 18 мес при 20% отказов и срок службы 22 мес при 25% отказов [3], а фирма «Кордис» указывает для приборов типа «Вентрикор 111G, J» срок службы 28 мес при 50% отказов [4].

Если планировать замену ЭКС в соответствии со сроками, определяемыми вышеуказанным методом, то существует риск, что, например, в 10% случаев произойдет нарушение стимуляции и необходимо будет применять срочные лечебные меры. С одной стороны, это оказывает неблагоприятное психологическое влияние на пациента, а в тех

случаях, когда выход из строя ЭКС приводит к полной остановке сердца, возникает опасность для жизни больного. С другой стороны, большая часть профилактически заменяемых приборов удаляется слишком рано, причем состояние их источников питания позволило бы им продолжать нормальную работу. Это объясняется тем, что пробная серия приборов, по которой определяют срок службы, испытывается при наиболее неблагоприятных условиях работы (для верхней границы электрической нагрузки и для непрерывного режима работы в случае управляемого ЭКС). Таким образом, существуют причины как этического, так и технического характера, по которым постепенно отказываются от метода выборочной замены ЭКС, т. е. замены через заранее установленный срок; даже для приборов, которые до сих пор заменяли выборочно, в настоящее время вводят более частые периодические проверки состояния ЭКС в сочетании с медицинским обследованием пациента.

2.1.2. НАБЛЮДЕНИЕ ЗА РАБОТОЙ ЭКС ПО ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЕ

О работе ЭКС можно судить по электрокардиограмме, регистрируемой электрокардиографом или наблюдаемой на экране электрокардиоскопа, при этом оценивается эффективность стимуляции, т. е. электрическая реакция желудочков сердца на стимулирующие импульсы. При неэффективной стимуляции нужно различать два случая:

1. Стимулирующие импульсы не поддаются наблюдению или же имеют явно меньшую амплитуду, чем в предшествующих измерениях (для сравнения пригодны только записи, полученные в одном и том же отведении и на одном и том же электрокардиографе).

2. Нормальные стимулирующие импульсы не вызывают электрических проявлений сокращения сердечной мышцы.

В первом случае имеет место повреждение ЭКС или его электрода; для более точного определения причины неэффективной стимуляции необходимо дальнейшее исследование. Во втором может иметь место повышение порога стимуляции, в частности смещение электрода (displacement).

Наблюдение и запись электрокардиограммы особенно важны для управляемых ЭКС, когда можно документировать работу прибора в разных режимах. Использование электрокардиограммы описано подробнее при обсуждении измерения характеристических параметров ЭКС.

2.1.3. ИЗМЕРЕНИЕ ЧАСТОТЫ ИМПУЛЬСОВ

Определение частоты импульсов является одним из наиболее важных измерений, дающих информацию о техническом состоянии ЭКС. Прежде всего это измерение позволяет у большинства приборов оценить степень истощения источника питания. Эти приборы специально

сконструированы таким образом, чтобы при снижении напряжения питания происходило определенное уменьшение частоты стимулирующих импульсов. Такой метод может быть в одинаковой степени применен для асинхронных и управляемых ЭКС. В соответствии со стандартом СЭВ 1453-78 на ЭКС снижению напряжения питания на 20% первоначального значения должно отвечать уменьшение частоты импульсов на 6—10 имп./мин.

У приборов, в конструкции которых не предусмотрена определенная зависимость частоты от напряжения питания, можно на основании измерения частоты вынести заключение о неустойчивости работы цепи датчика времени, а также о других нежелательных явлениях (например, просачивании жидкостей тела или электролита батарей в электронную часть ЭКС). Поэтому контроль частоты импульсов целесообразен и для таких приборов.

Кроме наблюдения за медленными изменениями частоты предпринимались попытки оценивать возможность возникновения повреждений ЭКС по кратковременным нарушениям постоянства частоты или же интервалов между импульсами [5]. Однако оказалось, что этот метод позволяет определять состояние только элементов датчика времени, который представляет собой лишь небольшую часть электронных цепей, особенно у управляемых ЭКС. В литературе описано использование измерения кратковременных нестабильностей частоты (порядка 10^{-5}) для обнаружения повреждений электрода или его провода на начальной стадии у ЭКС, которые имеют определенную зависимость частоты от изменения нагрузки выходной цепи [6]. Этот метод не стандартизован и не нашел широкого применения.

2.1.4. ИЗМЕРЕНИЕ ДЛИТЕЛЬНОСТИ ИМПУЛЬСА

Измерение этого параметра имеет намного меньшее значение для практического контроля ЭКС, чем измерение частоты, так как изготовители обычно не указывают соотношение между длительностью импульса и напряжением источника питания, а измерение длительности импульса требует более сложного и дорогостоящего оборудования (счетчика). Правда, у ЭКС некоторых типов специально предусмотрена характерная зависимость длительности импульса от напряжения питания (ЭКС фирмы «Медтроник» 5945, 5944, 5961, 5931, фирмы «Кситрон» 5950, 5951, 5912, 5913 и фирмы «Тесла» LSK 201) [7], однако это сделано вовсе не для оценки состояния батарей. При понижении напряжения питания импульс удлиняется для того, чтобы компенсировалось снижение эффективности стимуляции из-за уменьшения амплитуды импульса.

Что касается возможности предсказания повреждений ЭКС по изменениям длительности импульса в процессе работы прибора, то пока не имеется сведений о практически значимых результатах применения этого метода.

2.1.5. ИМПУЛЬСОСКОПИЯ

Этот метод базируется на определении длительности и формы стимулирующих импульсов, отводимых в виде потенциала от поверхности тела больного обычно при помощи тех же самых электродов, которыми отводится электрокардиограмма. Поскольку стимулирующий импульс имеет малую длительность (приблизительно 1 мс) и большую амплитуду (в некоторых отведениях — до нескольких десятых долей вольта), отводимое напряжение чаще всего регистрируют фотографическим способом с экрана осциллоскопа. Зарегистрировать импульс ЭКС на обычном электрокардиографе нельзя, однако можно записать его в запоминающем устройстве, а затем воспроизвести с меньшей скоростью. Такое растяжение во времени позволяет регистрировать импульсы на обычном электрокардиографе или на полиграфе [37].

При помощи импульсосокопии можно определять любые отклонения в работе ЭКС, которые проявляются в виде изменений стимулирующего тока (амплитуды и формы импульса). Это, главным образом, дает возможность оценить степень истощения батареи, изменения сопротивления и нарушения контакта между электродом и тканью, повреждение изоляции провода электрода, а в некоторых случаях — смещение электрода.

2.1.6. РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ

Для рентгенологического контроля обычно используют рентгеновскую аппаратуру с телевизионным устройством для визуального наблюдения или же кратковременное излучение с более высокой интенсивностью для фотографирования изображения. Наблюдение при помощи рентгена применяют как регулярную процедуру при внутривенном введении электрода; этот же метод наблюдения можно использовать и при последующих проверках ЭКС. Таким образом прежде всего определяют расположение контактного конца электрода в правом желудочке, состояние провода электрода (не поврежден ли провод и не произошла ли его деформация), положение прибора и состояние его соединения с проводом электрода (состояние соединителя). Примеры рентгеновских снимков имплантированного ЭКС и электрода приведены на рис. 2.2.

Предпринимались также попытки использовать рентген для определения степени истощения ртутных элементов источника питания ЭКС [8, 9]. Осуществление такого метода контроля в клинике затруднительно, так как необходимо точно направлять рентгеновское излучение параллельно оси элемента, причем для просвечивания элемента требуется высокая энергия. Этот способ контроля не получил распространения на практике, так как он даже при оптимальных условиях дает лишь очень грубую оценку степени истощения источника питания (точность 20—30%).

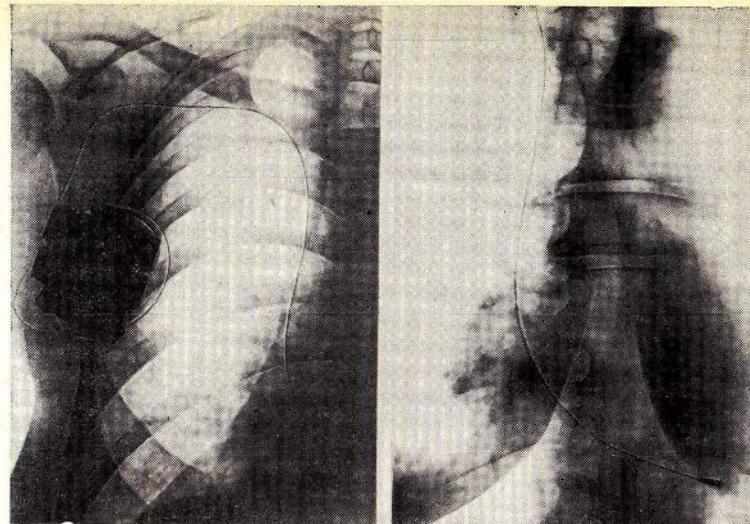


Рис. 2.2. Рентгеновские снимки имплантированного ЭКС LSK 200 (а) фирмы «Тесла» и стимуляционного электрода (б)

2.1.7. СПЕЦИАЛЬНЫЕ МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ И КОНТРОЛЯ

Описанные выше методы применимы практически ко всем типам ЭКС независимо от конструкции их внутренних электронных цепей. Однако существуют ЭКС, при конструировании которых специально предусмотрены возможности контроля их собственного функционирования, а также измерения некоторых физиологических параметров. Типичным примером может служить *R*-запрещающий ЭКС. Приближая к такому прибору магнит, можно переключить его на асинхронный режим и тем самым проконтролировать работу генератора импульсов и удостовериться в эффективности стимуляции. Другой пример — это ЭКС, позволяющий измерять порог возбуждения. Обычно такой прибор представляет собой систему с внешним управлением или же адаптивную систему. Типичные ЭКС такой конструкции, находящие практическое применение, рассмотрены подробнее в конце этой главы.

2.2. ИЗМЕРЕНИЕ ЧАСТОТЫ СТИМУЛИРУЮЩИХ ИМПУЛЬСОВ

Частоту импульсов можно измерять либо приближенно при помощи легкодоступных приборов (с точностью, обычной при измерении нормальной частоты сердцебиений), либо с высокой точностью, используя счетчик.



Рис. 2.4. Общий вид прибора, сконструированного по схеме рис. 2.3

Наиболее простой способ измерения частоты — при помощи радиоприемника. Стимулирующий импульс имеет широкий частотный спектр — приблизительно до 2 МГц. Поэтому можно прослушивать импульсы в диапазоне средних или, еще лучше, длинных волн, помещая транзисторный приемник вблизи ЭКС. Удобно использовать приемники с ферритовой антенной, причем положение антенны по отношению к проводу электрода не имеет решающего значения, так как провод в теле большого изогнут и имеет более или менее сложную дугообразную конфигурацию. Оптимальное расположение приемника быстрее всего определяется экспериментальным путем. Нужно настроить приемник на ча-

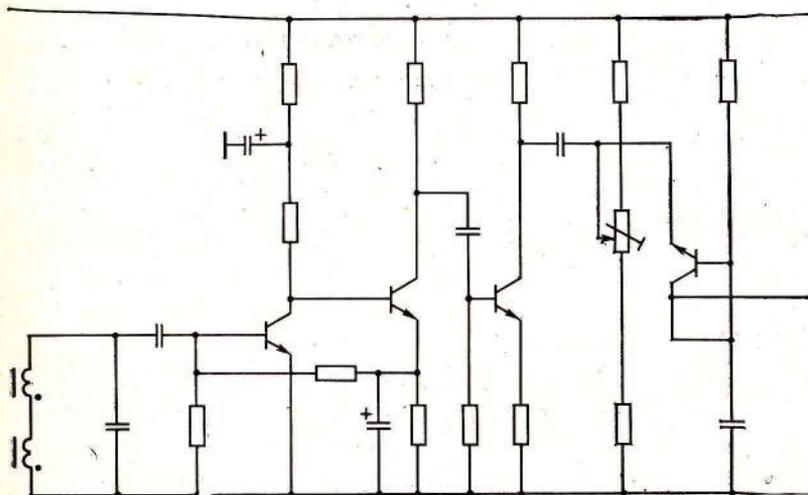


Рис. 2.3. Схема прибора для бесконтактного измерения частоты стиму-

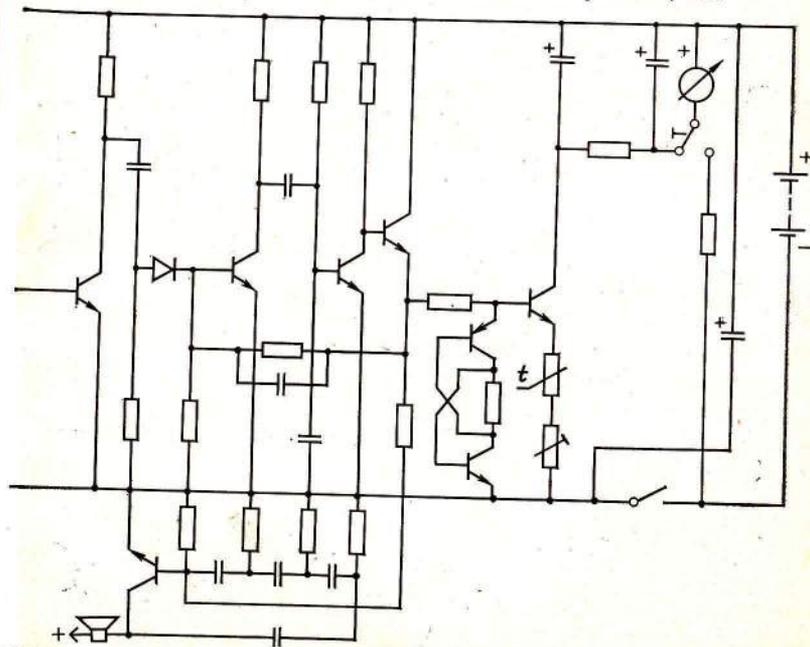
лоту, лежащую вне полосы частот мощных радиостанций, по возможности в самом низком из принимаемых диапазонов. Частота ЭКС определяется в результате подсчета числа импульсов в течение 1 мин.

Описанный метод можно усовершенствовать, используя специально сконструированный одноцелевой радиоприемник, соединенный в одном приборе с кардиотахометром. Пример схемы такого измерителя частоты представлен на рис. 2.3, а внешний вид реально существующего прибора показан на рис. 2.4. Частота отсчитывается на стрелочном указателе. Прибор удобен для быстрого ориентировочного контроля большинства ЭКС в клинике, так как он позволяет оценить частоту быстрее чем за 15 с. В настоящее время имеется техническая возможность снабдить карманный измеритель частоты цифровым дисплеем. Часто в таких измерительных устройствах бывает предусмотрена возможность контроля ЭКС с большого расстояния при помощи телефона.

Другой способ определения частоты ЭКС основан на подсчете временных интервалов между импульсами по электрокардиографической записи. Стимулирующие импульсы на этой записи имеют иглообразную форму (см. рис. 1.26, 1.27). Число импульсов за одну минуту при обычно используемой скорости движения бумажной ленты 25 мм/с определяется как

$$f = 1500/d, \quad (2.1)$$

где d — расстояние между двумя соседними импульсами, мм.



лирующих импульсов

Если скорость движения ленты вдвое больше, т. е. равна 50 мм/с, то значение f , полученное из уравнения (2.1), нужно умножить на 2.

Точность описанных выше методов невысока. Если импульсы подсчитываются в течение 1 мин, то при частоте 72 имп./мин погрешность в счете на 1 импульс соответствует погрешности определения частоты 1,4%. Погрешность измерителя частоты со стрелочным указателем составляет около 2%; она зависит от погрешностей решающей цепи и указателя. Погрешность определения частоты по электрокардиографической записи не менее 5% с учетом того, что допустимая погрешность скорости ленты составляет 5%, а к ней добавляется субъективная погрешность измерения расстояния на записи.

Для измерения частоты ЭКС были также сконструированы приборы, которые могут применять сами пациенты, чтобы в любое время проверить частоту своего ЭКС. Такой способ контроля оказывает благоприятное влияние на психическое состояние больного, однако прибор удастся легко использовать лишь для асинхронных ЭКС. Сигнал вводится в измерительный прибор, например, путем прямого подсоединения к телу, причем пациент берет прибор обеими руками за две проводящие рукоятки, а частота считывается со стрелочного указателя, на шкале которого отсутствует нулевое значение и отмечены границы допустимых частот, соответствующих исправной работе [10]. В другом приборе такого же типа допустимые значения частоты указываются миганием зеленой лампочки, а при больших отклонениях в частоте зажигается красная лампочка, включение которой служит для больного сигналом о необходимости посещения клиники для более тщательного обследования [11, 12]. Основная регулировка прибора осуществляется врачом индивидуально для каждого пациента в соответствии с параметрами его имплантированного ЭКС при помощи специальной аппаратуры, установленной в клиническом учреждении. Таким прибором можно контролировать и R-запрещающие ЭКС, так как его датчик содержит магнит, переключающий ЭКС на контрольный асинхронный режим работы. Однако при таком способе применения прибора могут возникнуть определенные субъективные неудобства для пациента, обусловленные возможной интерференцией собственного ритма сердца с ритмом стимуляции.

Наиболее точное измерение частоты ЭКС осуществляется при помощи электронного счетчика. Входной сигнал счетчика чаще всего отводится от электродов, применяемых для записи электрокардиограммы. При повторных проверках частоты в клинике считается приемлемой погрешность измерения частоты $\pm 0,1$ имп./мин, при этом удается обнаруживать изменения частоты, обусловленные истощением батареи, даже в короткие периоды времени (порядка нескольких недель). Точность счетчика во много раз выше (обычно 10^{-6}), однако счетчик не определяет непосредственно значение частоты; это значение нужно рас-

считать по временному интервалу T между двумя последовательными импульсами

$$f = 60\,000/T, \quad (2.2)$$

где T — значение, показанное счетчиком, мс.

Входная чувствительность большинства счетчиков достаточна для того, чтобы можно было непосредственно подключать счетчик к электрокардиографическим электродам, однако более целесообразно отводить сигнал для счетчика после электрокардиографического усилителя или усилителя осциллографа, в частности кардиоскопа, чтобы подключение несимметричного входа счетчика не повлияло на наблюдение или запись электрокардиограммы. Пример структурной схемы такой аппаратуры представлен на рис. 2.5.

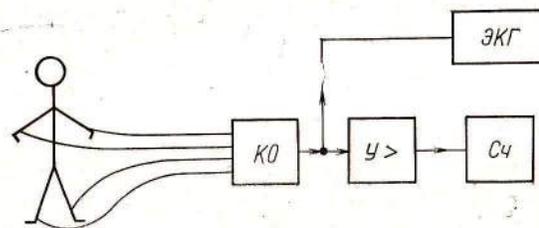


Рис. 2.5. Структурная схема оборудования для измерения частоты ЭКС при помощи счетчика:

ЭКГ — одноканальный электрокардиограф (или кардиоскоп); КО — коммутатор отведений; У — электрокардиографический усилитель; Сч — счетчик

Расчет частоты по формуле (2.2) можно автоматизировать.

Сконструированы приборы, которые в результате измерения интервала T указывают значение f в цифровой форме, обычно с точностью до 0,01 имп./мин [13—15, 22]. Такие специализированные измерители частоты ЭКС в настоящее время входят в состав более сложной контрольной аппаратуры для измерения большего числа параметров ЭКС (длительности импульса, напряжения импульса в стандартных электрокардиографических отведениях от конечностей).

Практическое использование измерений частоты заключается прежде всего в оценке степени истощения источника питания. Как было указано выше, в некоторых ЭКС предусмотрена определенная зависимость частоты стимулирующих импульсов от напряжения батареи. Конкретные примеры этой зависимости приведены на рис. 2.6. В качестве источников питания чаще всего применяются ртутные и литиевые элементы. Типичная кривая разряда ртутно-цинкового элемента показана на рис. 2.7,а (для одиночного элемента). На рис. 2.7,б иллюстрируется практический случай, когда батарея, состоящая из четырех или пяти элементов, постепенно разряжается, причем отдельные ее элементы имеют разные емкости, вследствие чего к концу разряда

кривая приобретает форму, близкую к ступенчатой. Поскольку кривые разряда одиночных элементов суммируются, общая кривая разряда батареи не определяется однозначно при наличии случайных отклонений емкости отдельных элементов. Быстрее всего кривая разряда батареи убывает при условии, что все элементы имеют одинаковые ем-

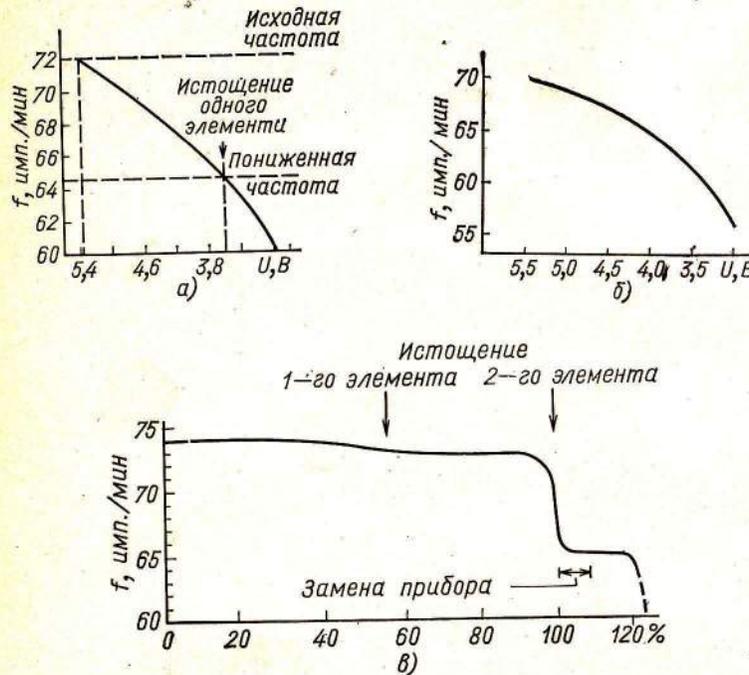


Рис. 2.6. Примеры использования частоты прибора f для получения информации о снижении напряжения питания батарей [7, 16, 17]: а — для ЭКС фирмы «Медтроник-Кситрон» моделей 5912, 5913 (асинхронных) и моделей 5950, 5951 (R-запрещающих), питание от четырех последовательно включенных ртутных элементов; б — для ЭКС фирмы «Витатрон» MIP42RT, MIP43RT, питание от четырех последовательно включенных ртутных элементов; в — для ЭКС фирмы «Телектроникс» моделей 140 и 140В (R-запрещающих), питание от двух параллельно включенных литиевых элементов SAFT (второй элемент включен через диод). По оси абсцисс на рис. а и б — напряжение источника, на рис. в — относительный срок службы

кости; она убывает наиболее медленно, когда при почти полном истощении одного из элементов остальные еще сохраняют характеристики, соответствующие горизонтальному участку кривой разряда.

Если снижение напряжения на 20% вызывает уменьшение частоты на 6—10 имп./мин, то такое же изменение частоты означает практически полное истощение одного из элементов в случае пятиэлементной батареи или почти полное истощение одного из элементов в случае

четырёхэлементной батареи. Характер кривой разряда батарей показывает, с какой периодичностью следует контролировать имплантированный ЭКС. Очевидно, проверки нужно проводить чаще в тот период времени, когда ожидается более быстрое снижение питающего напряжения, причем в целях безопасности пациента следует ориентироваться на самый неблагоприятный случай, т. е. на случай почти одновременного истощения всех элементов батареи. Требуемый интервал между проверками в этот период можно определить по кривой

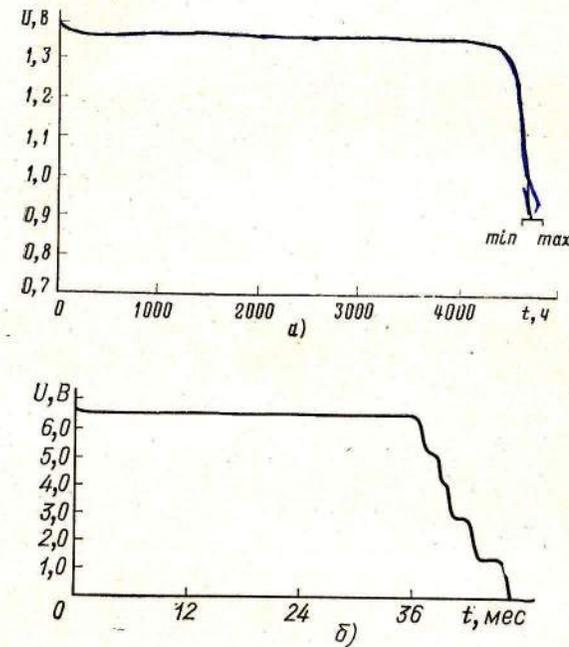


Рис. 2.7. Кривые разряда ртутных элементов: а — для одного элемента Hg-Zn (фирмы «Мэлори», тип 317653) при нагрузке 5500 Ом и температуре 37°C [18, 19]; б — для батареи из пяти элементов Hg-Zn (упрощенное изображение)

разряда одного элемента, принимая относительное уменьшение напряжения элемента равным 20%. Этот вопрос подробно исследован изготовителями ЭКС; ему посвящены также специальные работы [20], где показано, что вполне надежные данные можно получать, если проверять ЭКС после имплантации 1 раз в 2 мес, затем каждые шесть недель, по истечении года после имплантации — каждый месяц, через 15 мес. после имплантации — каждые две недели и через 18 мес. после имплантации — каждую неделю. Конечно, требование таких частых проверок предусматривает, что пациент сам измеряет частоту своего

ЭКС (см. выше), или же данные о частоте передаются по телефону в клиническое учреждение, так как такие частые посещения клиники пациентом для проверки ЭКС были бы затруднительными и дорогостоящими.

У некоторых ЭКС не задана определенная зависимость частоты от напряжения питания. Так, например, у асинхронных ЭКС старых типов LSK 100 и LSK 110 фирмы «Тесла» изменения частоты не связаны явно выраженной зависимостью с напряжением и внезапные отклонения от допустимой частоты, скорее, свидетельствуют о неисправности в электронной части прибора. Более новые типы ЭКС (LSK 102, LSK 112 и LSK 201) сконструированы уже в соответствии с СТ СЭВ 1453-78.

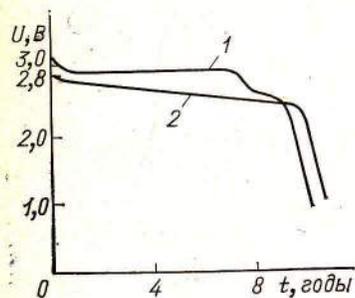


Рис. 2.8. Кривые разряда литиевых элементов:

1 — SAFT; 2 — элемент описан в [8]

выходной цепи применяется удвоитель напряжения, увеличивающий амплитуду импульса приблизительно до 5 В.

Чаще всего используются литиевые элементы двух типов, разрядные характеристики которых представлены на рис. 2.8 [23, 24, 33]. В случае, соответствующем кривой 1 на рис. 2.8, напряжение элемента удерживается на уровне 3 В в течение периода, пока элемент разряжается до 30% емкости [24]. При дальнейшем разряде напряжение довольно быстро снижается до 2,5 В и остается на этом уровне, пока элемент не разрядится приблизительно до 10% общей емкости. Затем происходит окончательное быстрое снижение напряжения, причем емкость элемента практически исчерпана. Такая кривая разряда очень удобна для оценки состояния батареи в последний период времени перед окончанием ее срока службы. Переход на пониженное напряжение 2,5 В легко определяется по изменению частоты (см. рис. 2.6, в) [17], а последующий горизонтальный участок кривой обеспечивает достаточно длительный период времени для замены ЭКС без риска для больного.

В случае, соответствующем кривой 2 на рис. 2.8, напряжение равномерно убывает почти до полного истощения элемента. Такая форма кривой разряда также удобна для применения в ЭКС, так как

посредством измерения частоты можно определить напряжение элемента и таким путем оценить степень его истощения. У обоих типов литиевых элементов на конечном участке периода разряда напряжение снижается медленнее, чем у ртутных, что позволяет удлинить интервалы между проверками даже перед приближающимся моментом замены ЭКС.

Все описанные выше способы измерения частоты легко и без каких-либо ограничений можно применять к асинхронным ЭКС всех типов. Сложнее обстоит дело с управляемыми R-запрещающими ЭКС. Эти приборы после имплантации не вырабатывают стимуляционные импульсы, если сердце пациента сокращается с более высокой частотой, чем автономная частота ЭКС. Следовательно, при таких условиях невозможно контролировать ни техническое состояние генератора импульсов, ни эффективность стимуляции по импульсам, отведенным вне ЭКС. По этой причине R-запрещающие ЭКС снабжаются специальной контрольной цепью. Общепринятым является способ контроля, основанный на устранении функции запирания прибора при помощи переключателя с магнитным управлением, в результате чего ЭКС начинает работать как асинхронный с заданной контрольной частотой. Эта частота может равняться автономной частоте ЭКС [7] или же может несколько превышать автономную частоту, чтобы ЭКС «перехватил» сердечный ритм [23]. Зависимость контрольной частоты от напряжения питания может быть аналогична соответствующей зависимости для асинхронных ЭКС, как было указано выше (см. рис. 2.6). Более низкие частоты, чем автономная, для контроля не применяют, так как это привело бы к нежелательной интерференции собственного ритма сердца с контрольными импульсами стимуляции. Например, R-запрещающий ЭКС старого типа LSK 200 фирмы «Тесла» имеет контрольную частоту от 82 до 96 имп./мин. В СТ СЭВ 1453-78 на R-запрещающие ЭКС предлагается применять контрольную частоту 85 ± 5 имп./мин.

Переключение ЭКС на контрольную частоту технически осуществляется путем приближения сильного постоянного магнита к имплантированному ЭКС. Под влиянием магнита замыкается миниатюрный магнитоуправляемый контакт — язычковый геркон, установленный в ЭКС таким образом, чтобы после имплантации он был расположен параллельно поверхности тела пациента на наружной стороне прибора, т. е. у ЭКС с униполярным электродом — на стороне индифферентного электрода, ориентированного по направлению к коже. Согласно СТ СЭВ 1453-78 язычковый геркон должен замыкаться магнитом с расстояния не менее 30 мм, измеренного между граничной поверхностью магнита и поверхностью ЭКС над язычковым герконом. Магниты могут иметь разную форму, однако они должны создавать на данном расстоянии магнитное поле, интенсивность которого должна превышать значение, обеспечивающее надежное замыкание язычкового геркона в соответствии с техническими условиями, указанными из-

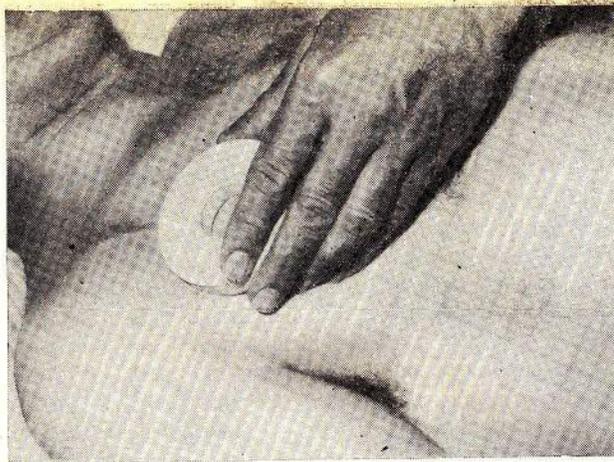


Рис. 2.9. Переключение *R*-запрещающего ЭКС на контрольную частоту при помощи магнита

готовителем [25]. Процедура переключения при помощи магнита показана на рис. 2.9, а подходящие формы магнитов, применяемые в практике, изображены на рис. 2.10. В ЭКС LSK 200 фирмы «Тесла» используется язычковый геркон, для которого пороговая интенсивность магнитного поля, обеспечивающего замыкание, задается изготовителем косвенно при помощи пробной катушки, надетой на контакт. Указывается минимальная МДС поля для замыкания контакта 30—50 А. Подходящий тип магнита для указанного ЭКС изготавливается из феррита с высокой магнитной твердостью $D 300$ ($HV=24\,000$ Дж/м³) в форме цилиндра диаметром 55 и высотой 14 мм. Магнитное поле ориентировано в осевом направлении (рис. 2.10,а), поэтому магнит прикладывают к коже боковой поверхностью цилиндра и двигают над ЭКС в том месте, где установлен язычковый геркон. При этом ось цилиндра остается параллельной поверхности тела, и вращением магнита находят такое его положение, при котором контакт замыкается и появляются стимулирующие импульсы с контрольной частотой. Другой возможный вариант ориентации магнитного поля показан на рис. 2.10,б. Магнит такого типа прикладывают к коже плоской поверхностью, затем перемещают и поворачивают так, что его плоская поверхность остается в соприкосновении с кожей.

Частота контрольных импульсов, которые начинают генерироваться под воздействием магнита, измеряется теми же способами, что и у асинхронных ЭКС. Таким образом, посредством измерения контрольной частоты можно у *R*-запрещающих ЭКС проверить правильность работы генератора импульсов, а наблюдение за снижением этой час-

тоты позволяет определить степень истощения батареи. Кроме того, после переключения на контрольный ритм можно проверить по электрокардиограмме эффективность стимуляции (см. рис. 1.27).

Одним из типов управляемых ЭКС, сходных по принципу работы с *R*-запрещающим ЭКС, является *R*-синхронизированный ЭКС [26, 27]. Этот прибор обнаруживает зубец *R* аналогично *R*-запрещающему ЭКС, однако в данном случае зубец *R* служит не для записывания, наоборот,

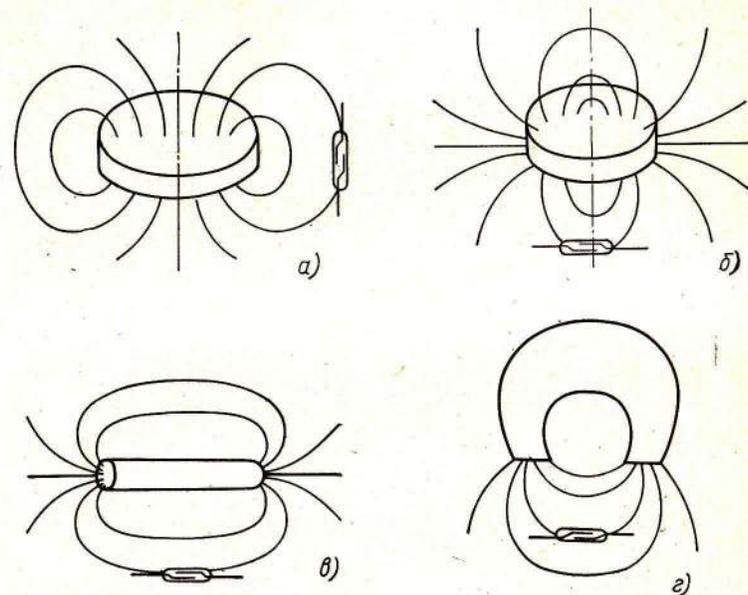


Рис. 2.10. Примеры постоянных магнитов разных форм, применяемых для замыкания язычковых герконов (контакт изображен в оптимальном положении относительно магнита)

а, б — плоский цилиндрический магнит с осевой и поперечной ориентацией магнитного поля соответственно; в — прутковый магнит; г — подковообразный магнит

он инициирует генерирование стимулирующего импульса. Таким образом, ЭКС работает синхронно с собственным ритмом сердца больного. Импульсы ЭКС не нужны для возбуждения сердца, они неэффективны стимуляционно, однако и не причиняют вреда. Электрокардиостимулятор переходит на автономный ритм, если собственная частота возбуждения сердца больного уменьшится и станет ниже определенного уровня. Следовательно, работу генератора импульсов можно контролировать как в присутствии собственного ритма сердца больного, так и при автономном ритме ЭКС. Если же кроме работы генератора импульсов желательно проверить также состояние батареи, исходя из степени снижения частоты, причем в период, когда прибор

синхронизируется собственным ритмом сердца, то снова приходится переключать его на контрольную частоту при помощи магнита.

Недостатком *R*-синхронизированного ЭКС является то, что на генерирование стимулирующих импульсов затрачивается энергия и в те периоды, когда сердце не требует стимуляции. Поэтому ЭКС такого типа применяются сравнительно редко. Для устранения указанного недостатка была предложена такая конструкция, в которой вместо нормальных стимулирующих импульсов, запускаемых зубцом *R*, вырабатываются короткие и неэффективные для стимуляции импульсы с пренебрежимо малой энергией [28]. Длительность этих импульсов составляет приблизительно 15 мкс, что вполне достаточно для контроля прибора. Если собственный ритм сердца становится недопустимо медленным, ЭКС переходит на автономный режим и начинает вырабатывать нормальные стимулирующие импульсы, как и другие типы управляемых ЭКС. Возможности контроля ЭКС с укороченными импульсами, синхронизированными зубцом *R*, такие же, как и возможности контроля обычного *R*-синхронизированного ЭКС. Генерирование прибором контрольных синхронизированных укороченных импульсов позволяет проверить работу цепи обнаружения зубца *R* и генератора импульсов. Для проверки источника питания снова приходится переключать прибор при помощи магнита на контрольную частоту. Но и этот тип ЭКС не получил сколько-нибудь широкого распространения. Хотя он и сочетает в себе преимущества *R*-запрещающих и *R*-синхронизированных ЭКС, фактически его применение не дает существенной выгоды по сравнению с тщательно разработанным и хорошо апробированным на практике *R*-запрещающим ЭКС.

2.3. ИМПУЛЬСОСКОПИЯ

Импульсокопия основана на наблюдении за напряжением между разными точками поверхности тела больного, которое обусловлено стимулирующим импульсом. На рис. 2.11 схематически изображен имплантированный ЭКС с униполярной электродной системой. Индифферентный (пассивный) электрод образован проводящей частью корпуса ЭКС. Активный стимуляционный электрод внутрисосудного типа введен в правый желудочек сердца. В период времени действия стимулирующего импульса между активным и индифферентным электродами создается электрическое поле, которое имеет характерную форму, как показано на рис. 2.11, в виде эквипотенциальных линий на поверхности тела.

При импульсокопии к конечностям больного подсоединяют осциллоскоп, на экране которого наблюдают временное изменение разности потенциалов между какими-либо двумя конечностями (напряжение отведения). Обычно применяется классическая система электрокардиографических отведений Эйнтховена, которую также называют стандартной. Для импульсокопии эту систему модифицируют только в от-

ношении полярности подключения осциллоскопа, причем электроды конечностей соединяются с осциллоскопом через коммутатор отведений, схема которого представлена на рис. 2.12.

Импульс напряжения отведения является линейным отображением тока стимуляции. Для отведений Эйнтховена справедливы следующие соотношения [29]:

$$U_I = U_{RA} - U_{LA} = G_I I; \quad (2.3)$$

$$U_{II} = U_{RA} - U_{LL} = G_{II} I; \quad (2.4)$$

$$U_{III} = U_{LA} - U_{LL} = G_{III} I, \quad (2.5)$$

где U_I , U_{II} , U_{III} — напряжения соответствующих стандартных отведений; I — ток стимуляции; G — постоянная, называемая геометрическим фактором (характеризует влияние взаимного расположения электродов ЭКС и отведения, т. е. топологического соотношения между ними).

Осциллограмма нормального импульса напряжения отведения для ЭКС, работающего в режиме постоянного напряжения (ПН) и в режиме постоянного тока (ПТ), а также при комбинации

этих двух режимов показана на рис. 2.13. Импульсы различаются формой своей верхней части: в режиме ПН она со временем снижается, а в режиме ПТ остается почти горизонтальной.

При использовании униполярного стимуляционного электрода и размещении ЭКС в правой подключичной области, как показано на рис. 2.11, амплитуды импульсов напряжения в отведениях *I* и *II* (см. рис. 2.12) составляют от 50 до 250 мВ, а в отведении *III* — обычно меньше 20 мВ, в большинстве случаев — несколько милливольт. При использовании биполярного стимуляционного электрода напряжения отведений имеют порядок нескольких единиц милливольт.

При импульсокопии напряжения отведений наблюдаются на осциллооскопе и документируются фотографическим способом. В тех случаях, когда импульсы имеют нормальную ожидаемую форму, можно регистрацию их упростить, записывая только высоту фронта и спада импульса в отдельных отведениях, измеренные на экране осциллоскопа. В дальнейшем эти данные сравнивают с вновь измеренными при очередном амбулаторном обследовании больного.

Если нет специальных приборов для комплексного измерения параметров стимуляции [15, 22], то можно оборудовать пункт амбулаторного контроля для пациентов с имплантированными ЭКС, используя



Рис. 2.11. Расположение имплантированного ЭКС с униполярным стимуляционным электродом в теле пациента:

Пунктирные линии — электрические эквипотенциали на поверхности тела

имеющиеся в продаже серийные измерительные приборы с дополнительными устройствами, которые нетрудно изготовить. На рис. 2.14 приведена структурная схема измерительной системы, а на рис. 2.15 показан общий вид оборудования амбулаторного пункта. Необходимые дополнительные электронные устройства (соответствующие блоки

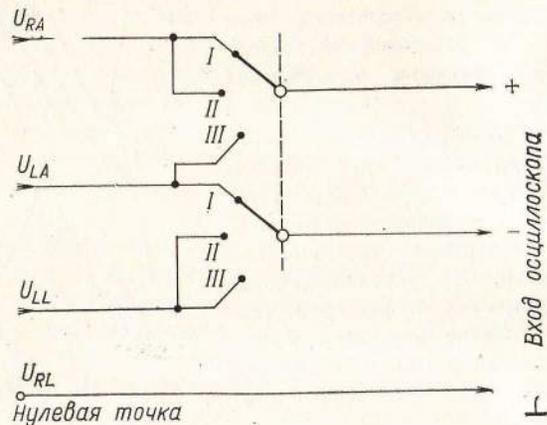


Рис. 2.12. Коммутатор отведений, предназначенный для подсоединения стандартных электрокардиографических отведений к дифференциальному входу осциллоскопа

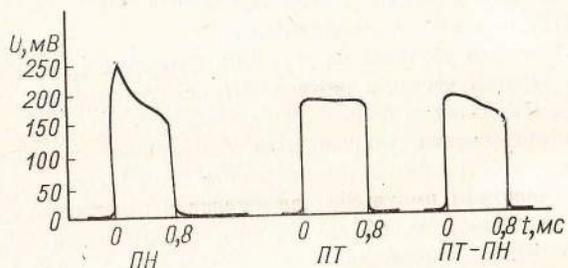


Рис. 2.13. Типичные формы импульсов напряжения отведения, соответствующие разным режимам работы ЭКС

на рис. 2.14 ограничены пунктирной линией) удобно сосредоточить в едином приборе, который называют адаптером для импульсоскопии; его принципиальная электрическая схема представлена на рис. 2.16.

Сигнал, отводимый с пациента, поступает на вход коммутатора отведений в адаптере и одновременно на стандартный многоканальный электрокардиограф ЭКГ с кардиоскопом КС (см. рис. 2.14). Сигнал с выхода коммутатора отведений КО усиливается в предусилителе У с симметричным входом, высоким входным сопротивлением

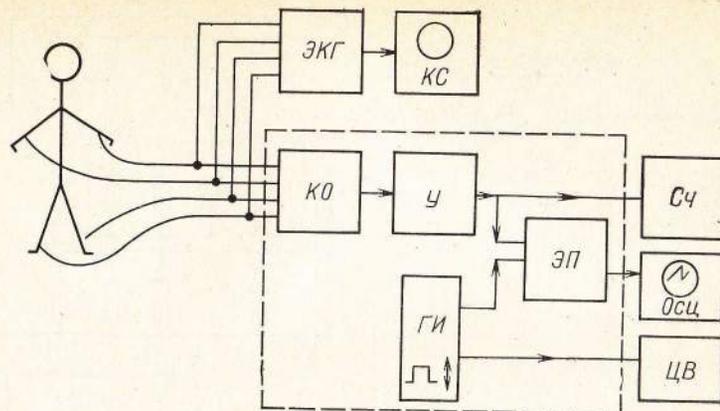


Рис. 2.14. Структурная схема оборудования для амбулаторного обследования пациентов с имплантированными ЭКС:

ЭКГ — многоканальный электрокардиограф; КС — кардиоскоп; КО — коммутатор отведений; У — предусилитель; Сч — счетчик; ЭП — электронный переключатель; ГИ — генератор измерительных импульсов; Осц — осциллоскоп; ЦВ — цифровой вольтметр

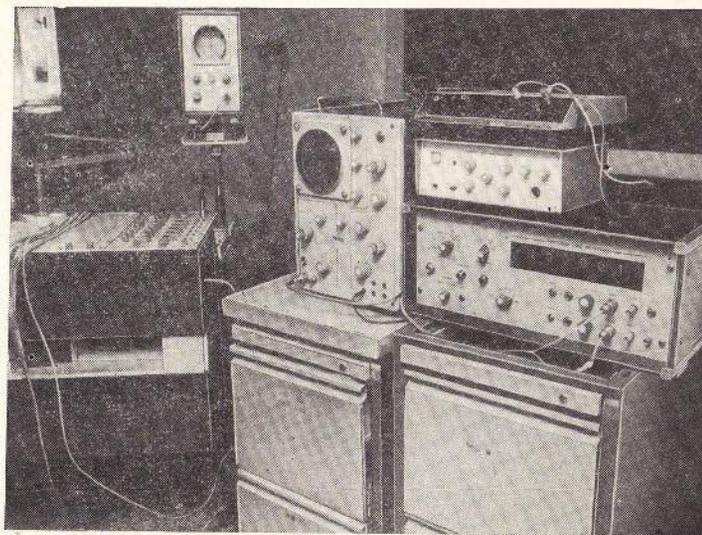


Рис. 2.15. Общий вид оборудования, представленного структурной схемой на рис. 2.14 (противоаритмический пункт Института клинической и экспериментальной медицины в г. Праге)

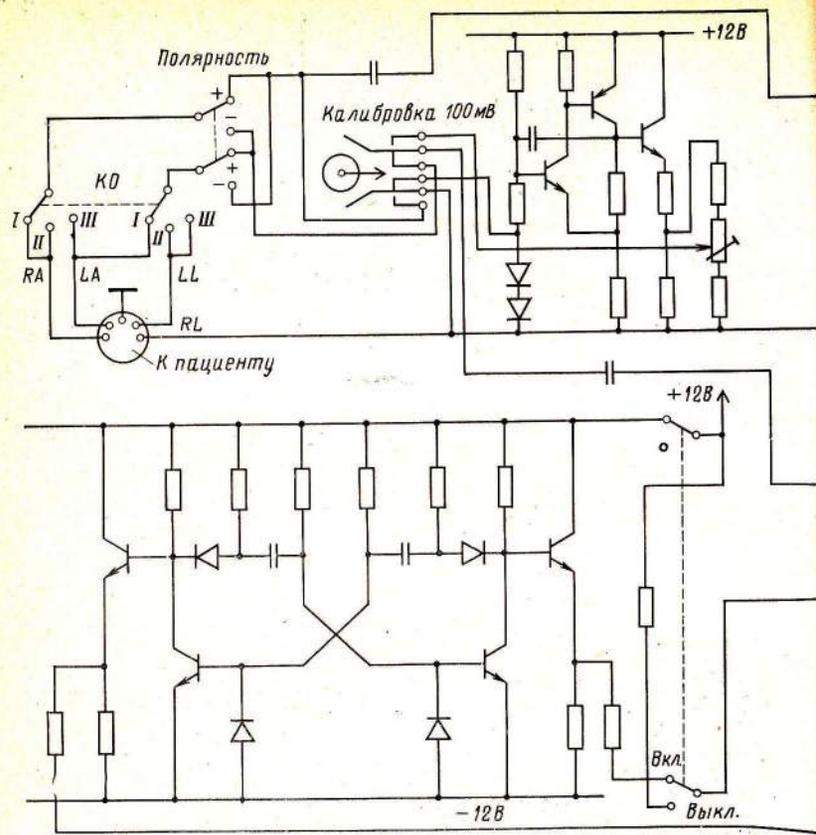
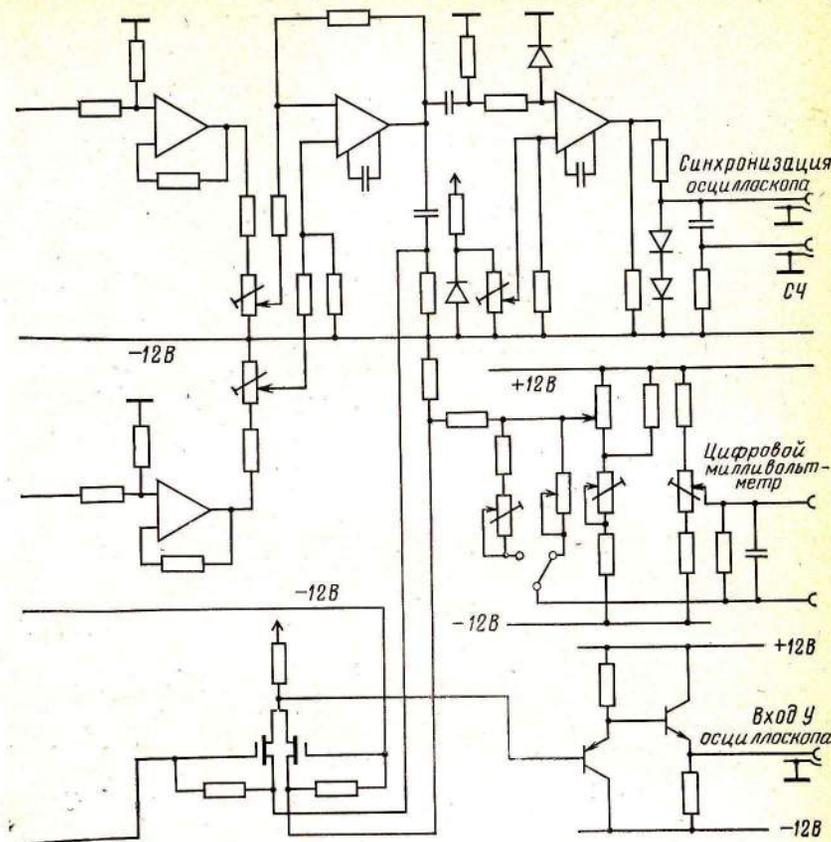


Рис. 2.16. Схема адаптера для импульсосопии (соответствует схеме,

больше 3 МОм) и коэффициентом усиления около 20. С несимметричного выхода предусилителя сигнал поступает на счетчик *Сч*, который измеряет временной интервал между стимулирующими импульсами или длительность стимулирующего импульса (в соответствии с установкой управляющих элементов счетчика). Этот же сигнал подается на один вход электронного переключателя *ЭП*, а на другой вход переключателя подаются прямоугольные импульсы от генератора измерительных импульсов *ГИ*. Амплитуда измерительных импульсов определяется непрерывно регулируемым уровнем напряжения, который измеряется цифровым вольтметром *ЦВ*. Таким образом, уровень вершины измерительных импульсов точно известен, а уровень сигнала между импульсами равен нулю. Эти два уровня образуют опорные линии на экране осциллографа *Осц.*, и к ним добавляется изображение отводимого стимулирующего импульса, поступающего от электронного переключателя *ЭП*. Когда переменная опорная линия совмещена с вершиной на-



выделенной пунктиром на рис. 2.14)

блюдаемого импульса, на *ЦВ* точно отсчитывается амплитуда этого импульса; при необходимости можно измерить уровень любой точки импульса. В описываемом комплекте оборудования можно использовать обычный осциллоскоп, причем его чувствительность должна быть повышена при помощи предусилителя по меньшей мере до 5 мВ/см. Уравнения (2.3)–(2.5) показывают, что импульсосопия позволяет обнаруживать такие функциональные отклонения или повреждения ЭКС, которые изменяют качественно или количественно импульс тока стимуляции.

Степень истощения батарей можно оценить при помощи импульсосопии путем сравнения высоты фронта импульса с его амплитудой, измеренной во время предшествующих амбулаторных обследований. Это довольно грубая оценка, так как на ток стимуляции оказывает

влияние кроме напряжения батареи также сопротивление ткани между электродами (особенно сопротивление вблизи контактного конца электрода), которое медленно изменяется; однако это сопротивление через три месяца после имплантации электрода принимает стабильное значение [30]. Сказывается также вариативность геометрических факторов (например, оказывает влияние смещение ЭКС в подкожной нише).

Изменение сопротивления в окрестности электрода можно приближенно оценить при работе в режиме ПН по форме верхней части импульса. Увеличение крутизны ее снижения свидетельствует об

уменьшении сопротивления, и наоборот, уменьшение крутизны — о его увеличении.

Исследование формы импульса позволяет более точно оценить срок службы источника питания у асинхронных ЭКС [31]. Полезный срок службы

$$T = K / f t_i I c, \quad (2.6)$$

где K — константа, имеющая определенное значение для каждого типа ЭКС (для заданной емкости источника питания); f — частота повторения импульсов; t_i — длительности импульса; I — выходной ток в режиме ПТ и c — постоянная, определяемая формой импульса.

В режиме ПТ $c = 1$, а в режиме ПН у того же самого ЭКС потреб-

ление энергии ниже, обычно $0,75 < c < 1$. Более точно определить c можно по характеру убывания верхней части импульса.

Ухудшение контакта в окрестности электрода наряду с просачиванием тканевой жидкости можно обнаружить по очень круто спадающей верхней части импульса, имеющей вогнутую форму, как показано на рис. 2.17. Напряжение отведения обычно значительно уменьшается по сравнению с его значением, измеренным до нарушений в работе прибора.

Импульсскопия позволяет также обнаруживать утечку тока в ткани в результате повреждения изоляции провода или в соединителе [32]. В этом случае на осциллограмме напряжения отведений появляется несколько специфических морфологических признаков (рис. 2.18): импульсы в разных отведениях I—III различаются по форме А; верхняя часть импульса пересекает линию нулевого напряжения В; верхняя часть импульса возрастает С; по окончании стимулирующего импульса напряжение отведения медленно убывает D. Клиническая запись, при-

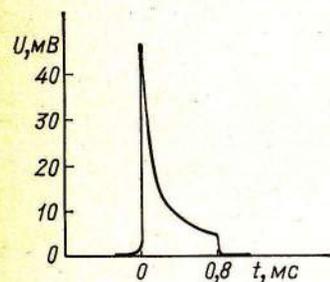


Рис. 2.17. Острове́ршинный импульс с круто нисходящей и сильно вогнутой верхней частью; такая форма импульса свидетельствует о проникании жидкости тела в соединитель стимуляционного электрода через поврежденное уплотнение

веденная на рис. 2.18, содержит все перечисленные явления. Такое комплексное импульсскопическое отражение повреждения изоляции встречается не часто. Однако для обнаружения повреждения достаточно наличия хотя бы одного из указанных морфологических признаков.

Наряду с оценкой временного изменения стимулирующих импульсов система отведений Эйнтховена дает возможность использовать принцип векторного изображения напряжений отведений при помощи осциллоскопа, или так называемую векторграфию [34]. Напряжения отведений можно рассматривать как проекции так называемого вектора стимуляции на стороны треугольника Эйнтховена. Чтобы получить искомое изображение на осциллокопе, нужно преобразовать трехосную систему координат Эйнтховена в прямоугольную систему координат XY. Если предположить, что ось X прямоугольной системы координат совпадает с осью стандартного отведения I, то можно получить следующие уравнения для преобразования напряжений [35]:

$$U_X = U_I; \quad (2.7)$$

$$U_Y = \frac{1}{\sqrt{3}} (U_{II} + U_{III}). \quad (2.8)$$

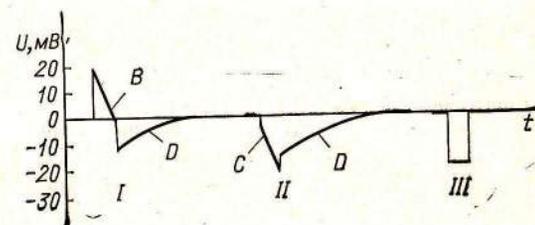


Рис. 2.18. Импульсскопическое отражение повреждения изоляции провода стимуляционного электрода и обусловленной этим повреждением утечки тока в ткань

Изображение вектора стимуляции дает очень наглядный способ наблюдения за изменениями положения стимуляционных электродов и повреждениями изоляции. При помощи векторграфии удастся легко определять смещения биполярного стимуляционного электрода. Повреждение изоляции биполярного электрода также проявляется в виде хорошо заметных изменений вектора стимуляции. При использовании униполярного электрода невозможно отличить смещение его контактного конца от смещения всего ЭКС в подкожной нише. В этом случае повреждение изоляции также отражается вектором стимуляции менее четко, чем в случае биполярного электрода.

Для векторграфии напряжения отведений можно применять и другие электрокардиографические системы отведений, например систему Франка [36].

2.4. КОНТРОЛЬ ИМПЛАНТИРОВАННЫХ ЭКС ПО ТЕЛЕФОНУ

С развитием метода кардиостимуляции и увеличением числа пациентов, использующих этот метод лечения, возникла необходимость осуществления частых проверок многочисленных имплантированных ЭКС. Один из путей, облегчающих организационное решение этой задачи, заключается в периодическом осуществлении дистанционного контроля их работы по телефону [46].

В клиническом учреждении, осуществляющем контроль, устанавливается приемное и измерительное оборудование, которое определяет параметры ЭКС, выбранные для проверки их функционирования. Больной снабжен передающей частью оборудования дистанционного контроля, которая постоянно находится в распоряжении больного. Соединившись по телефону с клиникой, больной может при помощи этого оборудования передать технические данные, характеризующие работу ЭКС.

В связи с тем что прямое подключение к общественной телефонной сети запрещено, все данные нужно преобразовать в форму, подходящую для телефонного канала (полоса частот от 300 до 3400 Гц), и передать их акустически в телефонный микрофон. Этим определяются технические ограничения передающей части оборудования, особенно информационная емкость передачи и вероятность недопустимых искажений.

Для контроля ЭКС по телефону был разработан целый ряд приборов разных уровней сложности [21]. Наиболее простыми являются системы передачи частоты стимулирующих импульсов. На передающем конце такой системы применяется индукционный датчик, который помещают над имплантированным ЭКС [28, 38, 39, 45]. Пример такой системы представлен схемой на рис. 2.19.

Дистанционные системы средней сложности характеризуются тем, что кроме частоты ЭКС они способны передавать также электрокардиографический сигнал. Это позволяет наряду с техническим состоянием ЭКС контролировать также реакцию сердца на стимулирующие импульсы. Другой применяемый способ контроля реакции сердца — это передача пульсовой волны. При использовании таких систем к пациенту предъявляются более высокие требования, так как он должен сам либо с помощью проинструктированного лица наложить себе электроды для отведения электрокардиограммы (или соответственно датчик пульса). Пациент при этом руководствуется указаниями врача, передаваемыми по телефону. Пример системы данного типа представлен структурной схемой на рис. 2.20. Для передачи электрокардиограммы применяется частотная модуляция вспомогательного несущего сигнала, частота которого выбирается в диапазоне от 1 до 2 кГц. Перед модуляцией стимулирующие импульсы удлиняются.

Наиболее сложные системы контроля имплантированных ЭКС по телефону позволяют получать следующую информацию: частоту (ин-

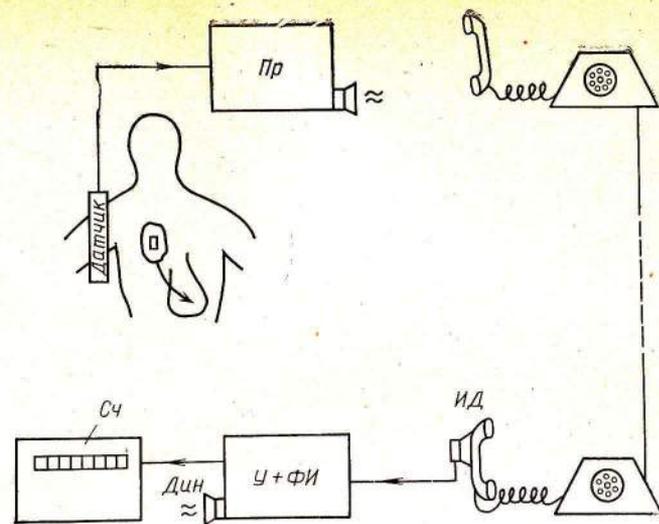


Рис. 2.19. Структурная схема оборудования для дистанционного измерения частоты имплантированного ЭКС по телефону [38]:

Пр — преобразователь электрических импульсов в акустические; Сч — счетчик; Дин — динамик; У+ФИ — усилитель и формирователь импульсов; ИД — индукционный датчик

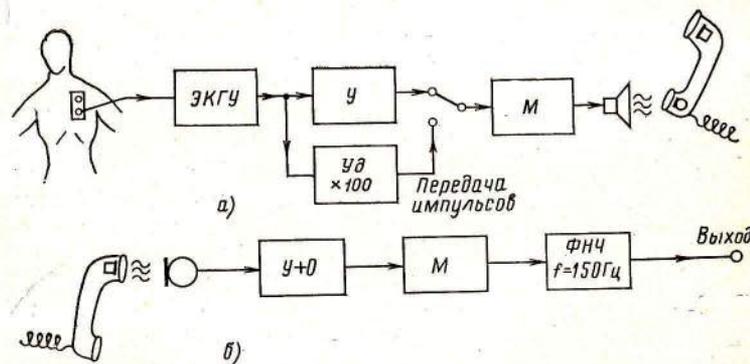


Рис. 2.20. Структурная схема оборудования для передачи по телефону электрокардиограммы и частоты имплантированного ЭКС [40—43]:

а — отводящая и передающая части системы у пациента; б — приемная и решающая части системы в клинике; ЭКГУ — электрокардиографический преусилитель; У — усилитель; М — модулятор; Уд — удлинитель импульса; У+О — усилитель и ограничитель; М — моностабильный мультивибратор; ФНЧ — фильтр нижних частот; Выход — выходные стимулирующие импульсы и электрокардиограмма

тервалы между импульсами), длительность импульса, форму импульса для импульсосокопии (запись в запоминающем устройстве, затем медленное воспроизведение) с возможностью фотографической регистрации на приемном конце, электрокардиограмму с возможностью выбора отведений (последовательная одноканальная передача) [21, 44]. На приемном конце данные могут быть записаны на перфоленту для дальнейшей обработки на ЭВМ.

2.5. СПЕЦИАЛЬНЫЕ МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ И КОНТРОЛЯ

2.5.1. КОНТРОЛЬ R-ЗАПРЕЩАЮЩИХ ЭКС

Кроме измерения собственной частоты, которое осуществляют как у асинхронных, так и у R-запещающих ЭКС (в запертом состоянии — при помощи магнита), у приборов последнего типа возможно и целесообразно измерять также некоторые другие параметры. Важное значение имеет контроль характеристик запирания. Его проводят с использованием внешнего ЭКС, выходные импульсы которого подают на тело больного, например, при помощи обычных монитрных электродов для отведения электрокардиограммы. Если эти импульсы имеют достаточно большую амплитуду, то они запирают имплантированный ЭКС, так как для последнего они играют роль электрокардиографических зубцов R [47—49].

Таким методом можно установить, способен ли имплантированный ЭКС запирается, и определить его рефрактерный период. С врачебной точки зрения также важно знать, будет ли после прекращения стимуляции у пациента существовать собственный сердечный ритм или же произойдет полная остановка сердца.

Для запирания ЭКС внешними импульсами можно применять внешние генераторы импульсов двух типов, которым соответствуют два способа измерения рефрактерного периода. Первый способ, иллюстрируемый на рис. 2.21, а, предусматривает использование в качестве генератора внешнего асинхронного ЭКС с регулируемой частотой, которая задается несколько ниже собственной частоты имплантированного ЭКС. На электрокардиографической записи можно наблюдать постепенное смещение во времени импульсов внешнего ЭКС по отношению к импульсам имплантированного, пока при определенном временном сдвиге между ними внешний импульс не станет действовать как запирающий. Этот сдвиг и будет равняться рефрактерному периоду имплантированного ЭКС.

Другой способ основан на применении более сложного внешнего генератора импульсов, управляемого импульсами имплантированного ЭКС, которые отводятся с поверхности тела пациента. Внешний генератор вырабатывает импульсы с заданным запаздыванием после каж-

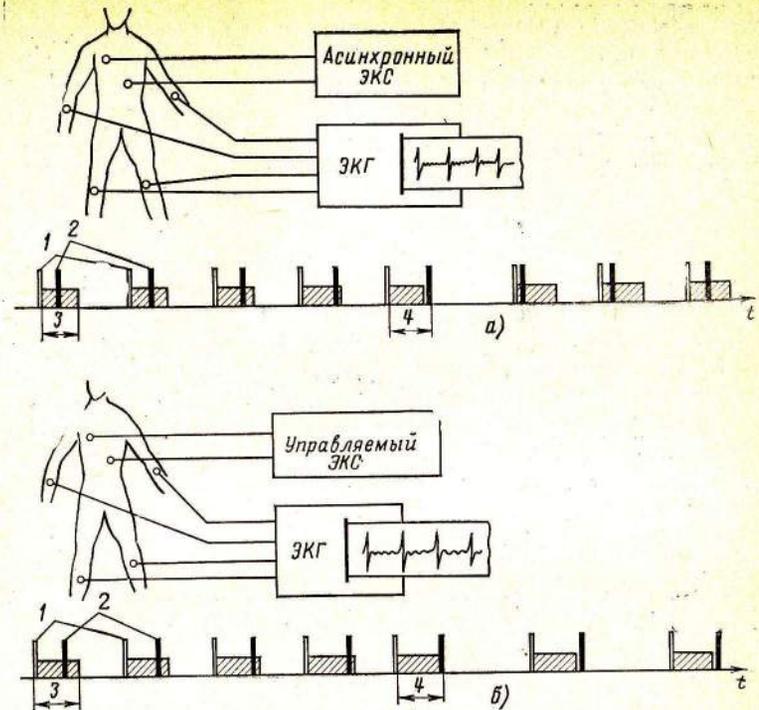


Рис. 2.21. Контроль цепи запирания и измерение рефрактерного периода имплантированного ЭКС при помощи асинхронного (а) и управляемого внешнего генератора с регулируемым запаздыванием импульсов (б):

1 — импульсы имплантированного ЭКС; 2 — импульсы внешнего ЭКС; 3 — рефрактерный период имплантированного ЭКС; 4 — измеренный рефрактерный период

дого стимулирующего импульса. Если заданное запаздывание меньше длительности рефрактерного периода, то имплантированный ЭКС не запирается. Увеличивая запаздывание, находят такое его значение, при котором внешние импульсы начинают запирают имплантированный ЭКС. Каждый последующий стимулирующий импульс всегда появляется с временным смещением на длительность рефрактерного периода, так что частота имплантированного ЭКС снижается. Ее значение либо определяется по электрокардиографической записи, либо считывается со шкалы управляющего устройства, которое регулирует запаздывание внешнего генератора. Такой способ измерения иллюстрируется на рис. 2.21, б.

Оба способа позволяют легко вводить запирающие импульсы при использовании униполярного стимуляционного электрода. Наружные элек-

троды накладывают таким образом, чтобы один из них находился вблизи имплантированного ЭКС, а другой — приблизительно над верхушкой сердца. Если используется биполярный стимуляционный электрод, то оба наружных электрода размещают вблизи области сердца; иногда приходится определять их положение более точно опытным путем. Внешний генератор импульсов должен иметь регулируемую амплитуду выходных импульсов. При повторных амбулаторных проверках можно определять пороговую амплитуду записи и путем сравнения ее с предшествующими значениями этой пороговой амплитуды приближенно контролировать изменения чувствительности имплантированного ЭКС к запирающим сигналам.

Преимуществом способа контроля, изображенного на рис. 2.21, а, является то, что в качестве внешнего генератора импульсов может служить обычный асинхронный внешний ЭКС, предназначенный для кратковременной стимуляции сердца, тогда как в другом описанном способе необходимо применять генератор импульсов специального типа с регулируемой задержкой относительно зубца *R*.

2.5.2. КОНТРОЛЬ *P*-СИНХРОНИЗИРОВАННЫХ ЭКС

Работу ЭКС, управляемых зубцом *P*, контролируют при помощи электрокардиографической записи, по которой определяют, имеет ли стимулирующий импульс постоянное значение запаздывание относительно зубца *P* (обычно равно 120 мс) и эффективен ли он в отношении стимуляции [50]. Частой причиной нарушений в работе ЭКС является смещение электрода, отводящего зубец *P*, в правом предсердии, что приводит к уменьшению амплитуды входного сигнала до уровня ниже границы чувствительности ЭКС. Такие условия проявляются на электрокардиограмме как диссоциация стимулирующих импульсов по отношению к зубцу *P*. В связи с техническими трудностями, возникающими при отведении зубца *P*, ЭКС рассматриваемого типа пока не получили широкого распространения, и для них еще не разработаны специальные методы контроля.

2.5.3. ИЗМЕРЕНИЕ ПОРОГА СТИМУЛЯЦИИ У ИМПЛАНТИРОВАННЫХ ЭКС

С медицинской точки зрения полезно знать порог стимуляции и его изменение на протяжении всего срока службы ЭКС у больного. До сих пор не существует единого метода измерения порога стимуляции и используется несколько способов, внедренных разными изготовителями. Каждый способ позволяет измерять порог только у ЭКС, которые специально сконструированы в предположении, что измерение будет осуществляться данным способом.

Один из методов измерения порога стимуляции основан на постепенном уменьшении амплитуды стимулирующих импульсов за счет сни-

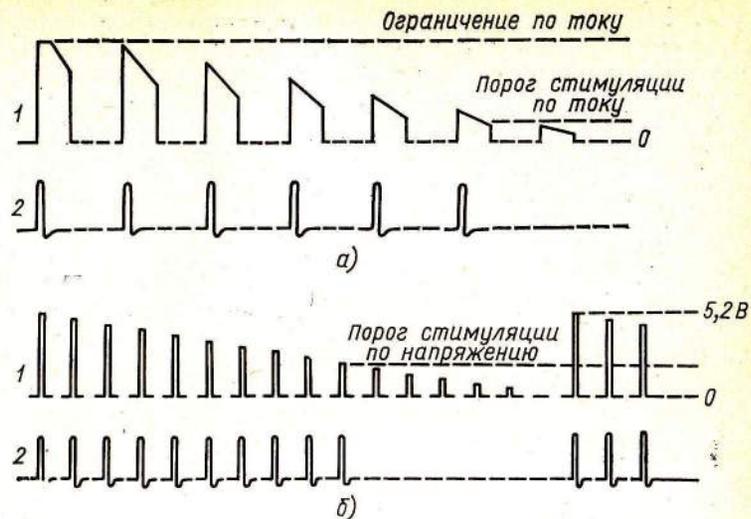


Рис. 2.22. Измерение порога стимуляции у пациентов с имплантированным ЭКС:

a — для ЭКС фирмы «Витатрон» (при помощи аппаратуры МРА-1); *б* — для ЭКС фирмы «Сименс-Элема» EM169 С (Variopacemaker); 1 — стимулирующие импульсы; 2 — вызванный сигнал (по электрокардиограмме)

жения напряжения питания выходного транзистора ЭКС. Это осуществляют при помощи напряжения противоположной полярности, получаемого из высокочастотного напряжения, которое индуцируется на приемной катушке ЭКС передающим устройством с регулируемой мощностью [13]. При изменении мощности передатчика изменяется выходной импульс ЭКС, наблюдаемый на осциллописе; характер этого изменения иллюстрируется на рис. 2.22, а. Первый импульс соответствует работе ЭКС при отсутствии внешнего воздействия; при оценке порога площадь под этим импульсом (пропорциональную заряду стимулирующего импульса) принимают за исходное значение 100%. Затем при помощи передатчика и катушки, помещенной над ЭКС, уменьшают амплитуду импульса до тех пор, пока электрокардиограмма не покажет, что стимуляция стала неэффективной. При этом площадь под импульсом определяет относительный порог стимуляции, который выражают в процентах по отношению к исходному значению (результатирующее значение всегда меньше 100%). При помощи импульсоскопии можно даже определить абсолютный порог стимуляции по току (в миллиамперах), если на импульсе, не измененном под влиянием передатчика, наблюдается участок с плоской верхней частью и известен ток, задаваемый ЭКС на этом горизонтальном участке, т. е. в режиме ПТ. Найденное таким образом значение служит в качестве исходного для всех остальных наблюдаемых импульсов.

Другой метод измерения порога, предъявляющий очень невысокие требования к внешним контрольным приборам, основан на применении специальной цепи, предусмотренной в конструкции ЭКС; если к этой цепи приближается магнит, то напряжение стимулирующих импульсов уменьшается по линейному закону вплоть до нуля [52]. При этом ЭКС начинает вырабатывать последовательности импульсов с уменьшающейся амплитудой, и этот цикл повторяется, пока продолжается действие магнита. После удаления магнита ЭКС продолжает функционировать в нормальном R-запрещающем режиме. По электрокардиограмме можно определить, при каком именно импульсе стимуляция перестала быть эффективной, а расстояние этого импульса от момента начала цикла определяет порог стимуляции по напряжению (рис. 2.22,б). Таким образом, для определения порога по напряжению достаточно иметь электрокардиограф и магнит. Порог стимуляции по току можно в случае необходимости определить при помощи импульсосокопи, используя метод, аналогичный вышеописанному, если, разумеется, исследуемый ЭКС работает в режиме ПТ с известным током. Целесообразно, чтобы после переключения при помощи магнита ЭКС перешел на более высокую частоту, так как это позволяет предотвратить интерференцию с собственным ритмом сердца пациента и вместе с тем облегчает нахождение начала измерительного цикла на электрокардиограмме.

Еще один метод измерения порога стимуляции можно применять с ЭКС, параметры которых могут регулироваться извне при помощи специальной управляющей цепи, — с так называемыми программируемыми ЭКС [53]. После размещения управляющего устройства вблизи ЭКС имеется возможность задавать ступенчатое изменение выходного тока. Передача команд осуществляется индукционным способом, причем информация кодируется числом и порядком следования управляющих импульсов. Для определения порога стимуляции нужно найти по электрокардиограмме два соседних стимулирующих импульса с разным током, из которых лишь один обеспечивает эффективную стимуляцию.

Кроме задания амплитуды выходных импульсов можно также программным способом задавать, например, и частоту этих импульсов. Внутренняя электронная часть ЭКС такого типа включает интегральные схемы, имеющие по крайней мере среднюю степень интеграции, и является намного более сложной, чем электронная часть обычных ЭКС. Тем не менее предполагаемая надежность этих приборов близка к надежности приборов более старых типов. Смысл программирования ЭКС заключается главным образом в том, чтобы задать такой ток, который достаточен для надежной стимуляции, однако не требует неоправданно большого расхода энергии батареи. Для реализации преимуществ такой конструкции ЭКС нужно при проверках прибора заново запрограммировать его на оптимальную амплитуду импульса, особенно в первые месяцы после введения электрода, когда порог стимуляции изменяется.

Выполнять измерения порога стимуляции позволяет также ЭКС, у которого предусмотрена возможность бесконтактным способом осу-

ществлять плавное регулирование длительности выходного импульса [54]. Длительность задается потенциометром, включенным в конструкцию имплантируемого ЭКС. Сила, необходимая для поворота потенциометра, передается при помощи магнита. Для регулирования длительности импульса над имплантированным ЭКС помещают небольшое управляющее устройство с постоянным магнитом, который поворачивают вручную. Длительность импульса определяется по изображению на осциллооскопе (или при помощи счетчика), а по электрокардиографической записи контролируется эффективность стимуляции. После нахождения пороговой длительности импульса рекомендуется установить в качестве надежного граничного значения для постоянной стимуляции по крайней мере вдвое большую длительность. Смысл описанного метода опять-таки же заключается главным образом в том, чтобы обеспечить оптимальный расход энергии источника питания и за счет этого продлить срок службы ЭКС.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В связи с разработкой интегральных схем появилась возможность конструировать сложные в функциональном отношении ЭКС, позволяющие проводить много различных контрольных измерений. Однако в последние годы развитие кардиостимуляции происходило не в этом направлении; скорее, проявлялось стремление ограничить число амбулаторных контрольных измерений и осуществлять проверки простыми средствами. Эта тенденция вызвана прежде всего непрерывным увеличением числа пациентов с имплантированными ЭКС. Конечно, для ограничения числа проверок предпосылками являются *повышение надежности и увеличение срока службы* имплантируемых ЭКС и стимуляционных электродов. В этом направлении был достигнут значительный прогресс, поэтому можно ожидать, что в ближайшее время облегчится решение проблем, связанных с контролем имплантированных ЭКС в клинической практике.

Поскольку почти все имплантированные ЭКС прекращают функционировать из-за истощения источника питания, в качестве основного способа контроля ЭКС в перспективе следует рассматривать измерение частоты, которая определенным образом зависит от напряжения источника питания. Большое значение имеет возможность дистанционного контроля ЭКС по телефону. При большом числе пациентов, особенно в крупных учреждениях, осуществляющих имплантацию, перспективной является последовательная автоматизация организационной процедуры контроля, в том числе регистрации пациентов с ЭКС и приглашения для проверки и замены ЭКС, записи измеренных параметров и обработки собранной информации при помощи вычислительной техники.

ДЕФИБРИЛЛЯТОРЫ

3.1. МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКИЕ ВОПРОСЫ

3.1.1. ФИБРИЛЛЯЦИЯ СЕРДЦА

Сердце представляет собой сложное устройство, состоящее из двух насосов, соединенных последовательно. Правый насос (правое сердце) состоит из предсердия и желудочка. Кровь из различных частей тела поступает в правое предсердие, а из него — в правый желудочек. Из правого желудочка она активно выталкивается в легкие. Из легких насыщенная кислородом кровь поступает в левое предсердие, перетекает в левый желудочек и из этого желудочка изгоняется в большой круг кровообращения, охватывающий все тело. Из сказанного ясно, во-первых, что данная система насосов должна быть синхронизирована, и, во-вторых, что ее наиболее уязвимым местом являются желудочки, активно участвующие в перекачивании крови, тогда как работа предсердий играет второстепенную роль (кровь протекает через них самопроизвольно под действием перепада давлений).

В основе механической активности предсердий и желудочков сердца лежит сокращение мышечных волокон, из которых состоит подавляющая часть массы стенки как предсердий, так и желудочков. Сокращение мышечных волокон образует в стенке предсердий или желудочков *волну* в виде поверхности, распространяющуюся в направлении, в котором выталкивается кровь из полости. Наряду с мышечными волокнами сердце содержит еще так называемую *проводниковую систему*, которая необходима для возникновения и координированного распространения волны сокращения мышц в стенке предсердий или желудочков. Проводниковая система состоит из специализированных клеток, обладающих свойствами и генератора, и проводника импульсов.

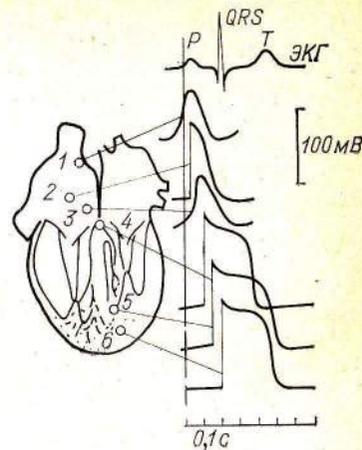
Сами импульсы, наблюдаемые в биологических системах, а следовательно, в сердце, будем называть *импульсами возбуждения*.

Импульс возбуждения представляет собой проявление активности каждого элемента возбудимой системы; он имеет типичную форму (у отдельного элемента всегда одну и ту же, у разных элементов — с некоторыми различиями) и возникает как заранее подготовленное повторяющееся действие, сопровождаемое определенными энергетическими процессами.

В предсердиях и желудочках импульсы возбуждения вырабатываются как мышечными клетками, так и клетками проводниковой системы. Возбуждение может возникнуть в клетке либо самопроизвольно

Рис. 3.1. Характерная форма трансмембранного потенциала действия отдельных анатомических и функциональных частей сердца [1]:

Слева — схематическое изображение сердца с указанным расположением синусового узла 1, специализированных волокон проводниковой системы в мышце предсердий 2, атриовентрикулярного узла 3, пучка Гиса 4, волокон Пуркинье 5 и мышечных волокон желудочков 6; справа — соответствующие импульсы трансмембранного потенциала действия. Показаны временная последовательность отдельных импульсов потенциала действия и их расположение во времени по отношению к электрокардиограмме (ЭКГ), отведенной от поверхности тела.



но, либо под влиянием соседней клетки, которая в данный момент находится в состоянии возбуждения. Возбуждение сопровождается энергетическими процессами различных видов — механическими, электрическими, тепловыми, химическими, осмотическими, световыми. Ограничимся здесь рассмотрением электрических и механических проявлений возбуждения. Свойства клеток, обеспечивающие возможность возникновения возбуждения, обобщенно называют возбудимостью. Наряду с указанными выше адекватными воздействиями, приводящими к возбуждению клеток, это возбуждение может быть вызвано и некоторыми неадекватными воздействиями. Из многих различных возможных воздействий упомянем здесь лишь импульсы электрического тока и механические импульсы.

Синхронизация сердечной активности организована в соответствии со схемой, приведенной на рис. 3.1. Первый импульс возбуждения сердца возникает в так называемом синусовом узле, который расположен в стенке правого предсердия. Клетки, образующие этот узел, периодически самопроизвольно разряжаются в ритме сердечной активности, т. е. в них возникают импульсы возбуждения. Клетки переходят из состояния покоя в состояние возбуждения. Импульсы возбуждения в этих клетках характеризуются изменением электрического трансмембранного потенциала, или так называемым потенциалом действия.

Импульсы возбуждения, возникшие самопроизвольно в клетках синусового узла, передаются с одной клетки на другую, постепенно распространяясь по предсердию. Возбуждение передается как клетками проводниковой системы, так и мышечными клетками предсердий. При возбуждении этих клеток также возникает характерная электрическая реакция, т. е. изменение потенциала клеточной мембраны, называемое потенциалом действия. Кроме того, у клеток предсер-

дий возникает и механическая реакция в виде круговой волны, движущейся от верхней части предсердий к месту, где предсердия соединяются с желудочками сердца.

С предсердий возбуждение переходит на атриовентрикулярный узел, состоящий из клеток проводниковой системы. Затем возбуждение клеток атриовентрикулярного узла передается по пучку волокон проводниковой системы (пучку Гиса) на желудочки сердца. В желудочках волна возбуждения сначала распространяется по двум пучкам проводниковой системы (состоящих из волокон Пуркинье) на обеих сторонах межжелудочковой перегородки. В области верхушки сердца клетки Пуркинье проводниковой системы соединяются с мышечными клетками желудочков, которым они передают возбуждение. Мышечные клетки отвечают на возбуждающее воздействие как потенциалом действия, так и механическим сокращением. Возникает волна сокращения, распространяющаяся от верхушки сердца по направлению к большим сосудам (аорте, легочной артерии), в которые сердце изгоняет кровь.

Из вышесказанного можно сделать следующий вывод: несмотря на то что сердце состоит из клеток трех видов с различными проявлениями при возбуждении (клеток, в которых возбуждение возникает самопроизвольно, клеток, которые проводят возбуждение и реагируют на него лишь электрически, и клеток, которые проводят возбуждение и реагируют на него как электрически, так и механически), имеется очень совершенная система передачи возбуждения с хорошей синхронизацией. Внешним электрическим проявлением возбуждения является кривая, отражающая временное изменение разности потенциалов между двумя точками поверхности тела испытуемого, — электрокардиограмма (ЭКГ). Приблизительно одинаковые соотношения между длительностями отдельных колебаний этой кривой у разных испытуемых (при одной и той же частоте сердечбиений) свидетельствуют о том, что при нормальных физиологических условиях обеспечивается очень надежная синхронизация сердечной активности. Это объясняется несколькими причинами, а именно:

у клеток каждого данного типа (проводниковой системы, мышечных и т. д.) скорость распространения возбуждения всегда одна и та же;

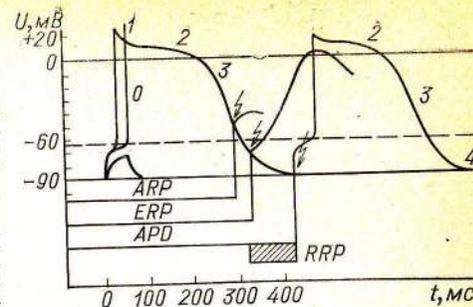
скорости проведения возбуждения в двух противоположных направлениях у клеток данного типа одинаковы;

распространяющееся возбуждение сохраняет постоянную интенсивность (является незатухающим) на протяжении всего пути в сердце — от синусового узла до мышечных клеток желудочков;

при нормальных условиях возбуждение возникает самопроизвольно лишь в одном месте сердца (в синусовом узле);

после возникновения в клетке возбуждения в течение сравнительно длинного периода времени клетка не способна снова возбудиться (она находится в так называемой рефрактерной фазе). Этот период «не-

Рис. 3.2. Трансмембранный потенциал действия мышечного волокна желудочков сердца [2]:



Пунктирная линия — уровень порогового потенциала волокна; 0—4 — обозначения отдельных фаз возбуждения мышечного волокна на трансмембранном потенциале действия; ARP — фаза абсолютной рефрактерности; APD — период времени, необходимый для полного восстановления возбудимости волокна; ERP — фаза эффективной рефрактерности; RRP — фаза относительной рефрактерности. Импульс стимуляции, наносимый в конце ARP (стрелка), вызывает лишь местное возбуждение, которое не распространяется в ткани. Импульс стимуляции, наносимый в конце FRP, вызывает деформированный трансмембранный потенциал действия, распространяющийся на соседние волокна. Импульс стимуляции, нанесенный в конце APD, вызывает вполне нормальный по форме и распространяющийся в ткани трансмембранный потенциал действия

возбудимости» имеет приблизительно одну и ту же длительность для всех клеток сердца (рис. 3.2).

Указанные условия гарантируют, что как по предсердиям, так и по желудочкам сердца всегда распространяется лишь одна волна возбуждения в виде круговой области. Передний фронт этой волны содержит клетки, в которых возбуждение возникает, средняя ее часть — невозбудимые (рефрактерные) клетки и задний фронт — клетки, к которым возвращается возбудимость (находящиеся в фазе относительной рефрактерности). Иными словами, слой невозбудимых клеток образует резервную зону, которая обеспечивает выравнивание при уменьшении запаздывания или при аберрации распространяющегося возбуждения. Поэтому при нормальных условиях не происходит столкновение двух или большего числа волн возбуждения и не возникает такая ситуация, когда фронт возбуждения встречается с клетками, находящимися в невозбудимом состоянии, и прекращает здесь свое движение. Подобным же образом исключена возможность того, что волна возбуждения, распространяющаяся, например, в желудочке сердца в определенном направлении, настолько задержится, что на ее пути встретятся клетки, которые раньше были возбуждены (той же самой волной); затем находились в рефрактерной фазе и к данному моменту уже снова приобрели способность к возбуждению (опять той же самой волной), т. е. исключена возможность так называемого повторного возбуждения. Наконец, невозможно столкновение двух волн возбуждения, приводящее к возникновению третьей волны.

Описанная синхронизированная передача возбуждения проявляется не только электрически (в виде электрокардиограммы), но и механически. С ней связано координированное сокращение предсердий и желудочков сердца. Об этом свидетельствует кривая изменения во времени

внутрижелудочкового давления или непосредственная тензометрическая запись сокращений сердечной мышцы. Механическая синхронизация сердечной активности является главным фактором, обеспечивающим гемодинамически эффективную функцию сердца (создание кровотока в легочной артерии и в аорте, в малом круге кровообращения, охватывающем легкие, и в большом круге кровообращения, охватывающем все тело).

До сих пор рассматривались физиологические условия функционирования сердца. Однако существует целый ряд причин, которые могут вызвать повреждение или даже полный выход из строя описанной синхронизированной системы передачи возбуждения. Наиболее распространенные причины — это поражение электрическим током, внезапное возникновение области недостаточного кровоснабжения в желудочках, ишемические изменения в предсердиях и желудочках и, наконец, отравление различными веществами (наперстянкой, аконитином и др.). Вследствие этих явлений возникает так называемая фибрилляция предсердий или желудочков сердца.

Фибрилляция, охватившая любую часть сердца, характеризуется полным отсутствием координации как электрической, так и механической активности мышцы. Поэтому первые авторы, описавшие это явление, называли его «сердечным бредом» (*delirium cordis*).

Как возникает фибрилляция и какие причины ее вызывают? Ответ на эти вопросы основывается на описанных выше условиях, которые поддерживают нормальную синхронизацию.

Повреждения сердца обычно приводят к следующим изменениям: возбуждение возникает самопроизвольно в нескольких местах сердца. Такой «автоматизм» мышечных клеток часто является следствием активности надпочечников при остром инфаркте сердца и при отравлении аконитином или наперстянкой;

изменяется длительность периода невозбудимости (фазы рефрактерности) клеток одного и того же типа в разных местах сердца (у одних клеток этот период удлиняется, у других укорачивается по сравнению с нормальным);

скорости передачи возбуждения становятся разными у клеток одного и того же типа. Например, в области острого нарушения кровоснабжения в стенке желудочка сердца время передачи возбуждения сильно увеличивается;

скорости передачи возбуждения данной структурой в противоположных направлениях становятся неодинаковыми. Это означает, что замедляется или вовсе прекращается передача возбуждения некоторыми клетками в одном направлении. Такие случаи часто имеют место при хроническом нарушении кровоснабжения предсердий.

Потеря закономерности в передаче возбуждения при определенных условиях вызывает фибрилляцию, в основе которой чаще всего лежат следующие явления:

1. Возникает одновременно несколько фронтов возбуждения.
2. Фронты возбуждения на некоторых направлениях своего распространения встречают клетки, находящиеся в фазе рефрактерности, и дальше не распространяются, а в других направлениях могут продолжать распространяться. Возникают так называемые *ветвящиеся фронты возбуждения*, изображенные на рис. 3.3.

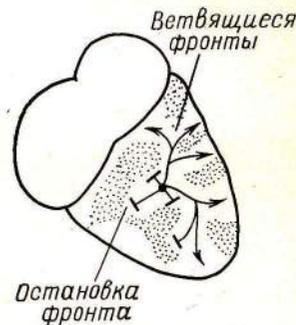


Рис. 3.3. Возникновение фибрилляции желудочков в результате ветвления одного фронта возбуждения и образования нескольких самостоятельно распространяющихся фронтов (по [3])

Появление новых фронтов возбуждения наряду с их ветвлением — это те два механизма, которые непрерывно увеличивают число фронтов возбуждения в предсердиях или желудочках. Эти непрерывно множющиеся локальные фронты возбуждения и являются по существу причиной фибрилляции сердца [4, 5].

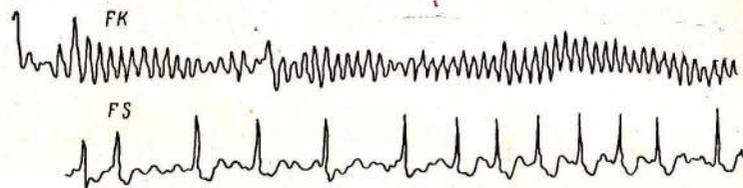


Рис. 3.4. Фибрилляция желудочков (FK) и предсердий (FS)

При фибрилляции желудочков сердца некоординированная активность проявляется электрически как колебание, не имеющее четкого математического описания (кривая FK на рис. 3.4). В этом случае волокна сердца по-прежнему генерируют собственные потенциалы действия, однако их суммарный эффект уже не представляет собой нормальную электрокардиограмму. То же самое можно сказать и о механической активности сердца. Его мышечные волокна продолжают индивидуально сокращаться, но их активность не координирована и поэтому не проявляется в виде волны мышечного сокращения. Следствием этого является потеря насосной функции сердца.

Таким образом, если фибрилляция охватывает желудочки сердца, то возникает состояние, опасное для жизни. Сразу же прекращается кровообращение как в малом, так и в большом круге. Если работа сердца не возобновится в течение 5 мин, то наступает смерть мозга, а следовательно, и гибель больного.

Если фибрилляция охватывает предсердия (кривая *FS* на рис. 3.4), то это приводит к неблагоприятным клиническим последствиям, однако в данном случае не возникает состояния, опасного для жизни. Это объясняется тем, что собственная насосная активность предсердий в условиях покоя или при умеренной нагрузке на организм не вносит существенного вклада в общую производительность сердца как насоса. Поэтому фибрилляция предсердий является субъективно неприятным, но по существу легким заболеванием, приводящим лишь к незначительной потере трудоспособности. На электрокардиограмме наблюдаются нормальные комплексы *QRS* и зубцы *T*. Только зубец *P* заменяется некоординированной электрической реакцией фибриллирующих предсердий.

Из вышесказанного можно сделать вывод об относительной важности медико-технических методов, используемых для восстановления активности желудочков — *дефибрилляции* и для восстановления активности предсердий — *кардиоверсии*.

3.1.2. ПРЕДРАСПОЛОЖЕННОСТЬ К ФИБРИЛЛЯЦИИ, ФИБРИЛЛЯЦИОННЫЙ ПОРОГ И ФАЗА УЯЗВИМОСТИ

Сердце обладает уникальной способностью синхронизировать распространение возбуждения таким образом, чтобы сохранялась его гемодинамически эффективная работа в качестве насоса. Эта способность позволяет сердцу при физиологических условиях выдерживать значительные нагрузки, прежде чем произойдут нарушения в его работе. В связи с этим говорят о сопротивляемости сердца (здорового) против возникновения фибрилляции и соответственно о предрасположенности сердца (больного) к возникновению фибрилляции. Для количественной оценки указанной способности сердца синхронизировать возбуждение были разработаны методы, основанные на измерении так называемого фибрилляционного порога сердца. Чаще всего применяют два метода: по одному из них сердце раздражают серией стимулирующих импульсов с возрастающей интенсивностью, по другому — одним импульсом, который генерируется в пределах периода времени, соответствующего восходящему участку зубца *T* (так называемой фазе уязвимости). Неадекватное раздражение клеток сердца электрическими импульсами в обоих случаях вызывает волны возбуждения, интерферирующие с автономно возникающим в сердце возбуждением. Конечно, здесь идет речь об экспериментальных методах, применяемых в опытах на животных.

Раздражение серией стимулирующих импульсов (рис. 3.5). При помощи электрода, введенного в желудочки сердца (например, в область

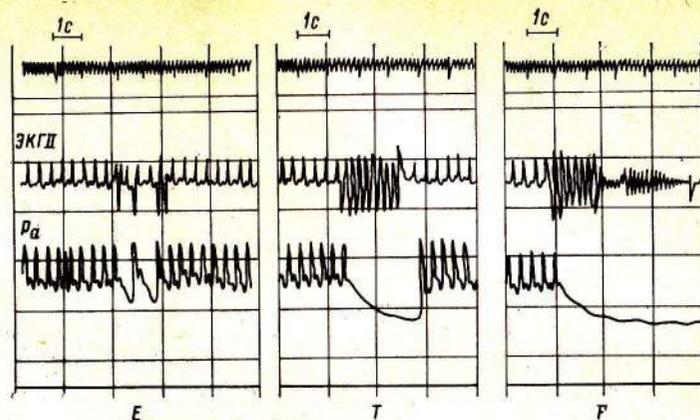


Рис. 3.5. Возникновение фибрилляции желудочков при стимуляции сердца серией импульсов тока:

E — возникновение экстрасистол; *T* — возникновение тахикардии; *F* — возникновение фибрилляции желудочков. ЭКГ II — электрокардиограмма в отведении II; *P_a* — кровяное давление

верхушки полости правого желудочка), наносится серия стимулирующих импульсов (с длительностью импульса 10 мс, частотой 50 Гц и длительностью всей серии 400 мс) через равные временные интервалы (например, 10 с). Амплитуда импульсов равномерно возрастает. При определенном значении тока, которое назовем фибрилляционным порогом, начинается фибрилляция желудочков сердца. Чем меньше сопротивляемость сердца против возникновения фибрилляции желудочков, тем меньше значение фибрилляционного порога [4, 6]. Фибрилляции предшествует распространение по желудочкам сердца быстрых волн возбуждения (так называемое трепетание). При этом в желудочках возникает вращающаяся волна возбуждения, которая поддерживается раздражением от так называемого эктопического очага. Эта волна распространяется в виде единого фронта по обоим желудочкам и вновь возникает с ненормально высокой частотой. Происходит неравномерное укорочение рефрактерного периода в разных областях желудочков. Поэтому волна возбуждения в одних местах встречает возбудимые клетки и движется дальше, а в других — рефрактерные клетки, останавливающие распространение возбуждения. Это приводит к ветвлению фронта возбуждения и, следовательно, к возникновению фибрилляции желудочков. Описанный механизм является причиной фибрилляции сердца при поражении переменным электрическим током. Если же сердце имеет повреждения, например, в результате инфаркта, то сказывается влияние дополнительных факторов и фибрилляционный порог значительно снижается.



Рис. 3.6. Возникновение фибрилляции желудочков при стимуляции сердца в фазе уязвимости одним электрическим импульсом I с амплитудой 40 мА и длительностью 10 мс [1]: Задержка импульса по отношению к зубцу R :
 $a - 40$; $b - 80$; $v - 90$ мс

Раздражение одним импульсом (рис. 3.6). Раздражение одним электрическим импульсом вызывает фибрилляцию желудочков сердца, если импульс наносится в пределах так называемой «фазы уязвимости» [4]. В этот период в желудочках происходит восстановление возбудимости клеток сердца, причем процесс восстановления имеет неравномерный характер. В нормальных условиях это не имеет значения, так как к тому времени, когда пройдет следующая автономно возникшая волна возбуждения (от синусового узла), все клетки будут уже способны к возбуждению. Если раздражать желудочки *преждевременно*, то проявляется неравномерность восстановления возбудимости. Волна возбуждения, возникшая в результате неадекватного электрического раздражения, в одних местах встречается с клетками, способными передавать возбуждение, в других — с невозбудимыми клетками. В некоторых местах движение фронта тормозится, в других фронт продолжает двигаться; таким образом происходит ветвление фронта. В свою очередь, ветвление фронта является условием возникновения фибрилляции желудочков.

Оба метода определения сопротивляемости сердца против фибрилляции описаны здесь так подробно потому, что они позволяют выявить ряд фактов, которые необходимо знать для понимания работы дефибриллятора:

фибрилляция может возникнуть и при вполне здоровом сердце, если нанести на него электрический импульс с определенными характеристиками в определенной временной фазе; нанесение импульса в определенном интервале времени с учетом последовательности распространения волны возбуждения в сердце — так называемая *синхронизация* — является одним из главных вопросов технического решения дефибриллятора;

предрасположенность сердца к фибрилляции может быть так велика, что даже после успешной дефибрилляции сердце снова начинает фибриллировать спонтанно или под влиянием балластных токов, сопровождающих собственно дефибрилляцию и превышающих фибрилляционный порог сердца;

имеется лишь кажущееся противоречие в том, что электрический ток в одних случаях используют для создания фибрилляции, а в других — для ее лечения.

3.1.3. ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ СЕРДЦА

Под дефибрилляцией сердца подразумевается устранение его фибрилляции.

В конце XIX в. Превост и Баттелли [7] указали, что фибрилляцию сердца можно прекратить внешним сильным импульсом постоянного или переменного тока и тем самым восстановить нормальную активность сердца (его сокращения). Их открытие, выявляющее патофизиологическую сущность дефибрилляции сердца, до 1947 г. исследовалось лишь теоретически и экспериментально. В 1947 г. Беку и Маутцу удалось спасти больного при помощи дефибрилляционного разряда [8]. С этой даты начинается история развития клинической дефибрилляции.

Уже первые авторы, описавшие метод прекращения фибрилляции электрическим импульсом, обнаружили, что для дефибрилляции требуется более сильный ток, чем ток, вызвавший эту фибрилляцию. Это вскрывает сущность механизма дефибрилляции — достижение *полной деполяризации всех сердечных клеток*.

Чтобы понять смысл явления деполяризации сердечных клеток, необходимо ознакомиться с некоторыми основными фактами микроэлектрофизиологии.

Клетки сердца, как мышечные, так и проводниковые, имеют мембраны, которые образуют поверхности клеток и отделяют одну клетку от другой. Мембрана состоит из белков и жиров, содержит в своей микроструктуре ряд ферментов, а ее характеристиками управляют биологические механизмы:

1. В условиях покоя мембрана обладает значительно большей проницаемостью для ионов калия, чем для ионов натрия. Поэтому между внутренней частью клетки и внешним пространством (межклеточной жидкостью) устанавливается электрохимический потенциал, близкий к равновесному потенциалу калия, а именно потенциал -90 мВ (внутренность клетки имеет отрицательный потенциал и высокую концентрацию калия, а наружная среда — положительный потенциал и высокую концентрацию натрия). Это обуславливает так называемый трансмембранный потенциал покоя (см. рис. 3.2).

2. При раздражении клетки (возникновении возбуждения) за 1—3 мс возрастает проницаемость мембраны для натрия. Натрий проникает в клетку, и трансмембранный потенциал исчезает, т. е. уравниваются потенциалы на внутренней и наружной сторонах мембраны. Состояние покоя мембраны, когда на ней существует разность потенциалов, называется состоянием *поляризации*; соответственно через 1—3 мс после раздражения мембрана переходит в состояние *деполяризации*.

После процесса деполяризации, который протекает очень быстро, начинается сравнительно медленный процесс реполяризации. Происходит изменение напряжения между внутриклеточной и внеклеточной областями, называемое *трансмембранным потенциалом действия* (см. рис. 3.2). Начальные изменения, сопровождающие деполяризацию, уже были здесь описаны. На кривой они обозначены как фазы 0 и 1. Затем следует фаза 2, длящаяся несколько десятков миллисекунд. На протяжении этой фазы в клетку проникают ионы кальция. Мембрана продолжает оставаться деполяризованной, и клетку невозможно возбудить. В фазе 3 из клетки начинает вытекать калий. Это снова обеспечивает поляризацию мембраны, причем кривая начинает приближаться к трансмембранному потенциалу покоя. К концу этой фазы (ERP на рис. 3.2) клетка опять становится возбудимой, однако здесь ее способно возбудить лишь *намного более сильное воздействие*, чем тогда, когда она находится в состоянии покоя (сильный надпороговый стимул). Наконец, в фазе 4 поляризация мембраны полностью восстанавливается и клетка вновь приобретает нормальную возбудимость. На начальном участке фазы 4 из клетки вытекает натрий и внутрь клетки возвращается калий. Это означает, что лишь по истечении некоторого времени после электрической реполяризации мембраны ее состояние восстанавливается и в отношении концентрации ионов.

Следует подчеркнуть значение трех факторов, которые могут оказать неблагоприятное влияние на дефибрилляцию:

1. В начале фазы 4 легко возникает автономное возбуждение поврежденных или как-либо измененных биологических клеток, в том числе мышечных (так называемая автоматия).

2. В области сопряжения фаз 3 и 4 находится вышеупомянутая «фаза уязвимости», которая не имеет значения для отдельно взятой клетки, однако проявляет свои характерные свойства при временном совпадении границы фаз 3 и 4 у большого числа клеток в определенном месте сердца.

3. В начале фазы 3 (ERP) сердце может быть возбуждено только сильным надпороговым импульсом.

Как уже было сказано выше, основной причиной возникновения фибрилляции желудочков или предсердий являются местные фронты возбуждения, непрерывно возникающие и исчезающие. Разумный способ их устранения и восстановления синхронизации — это приведение *всех клеток сердца в одно и то же биологическое состояние*. Хотя во

время фибрилляции в определенных малых группах клеток эти клетки находятся в одинаковых фазах возбуждения, разные группы клеток находятся в разных фазах по отношению одна к другой. Следовательно, вблизи группы полностью деполяризованных клеток может находиться группа реполяризованных клеток и т. п. Назовем группу клеток, находящихся в одной и той же фазе возбуждения, множеством; тогда можно сказать, что в сердце возникают четыре качественно различающихся вида множеств (соответствующих фазам 1—4). Их пространственное расположение и временное изменение создают в сердце пеструю мозаику различных биологических состояний, внешним проявлением которой является вышеописанная форма электрокардиограммы (см. рис. 3.4).

Для приведения всех клеток сердца в одно и то же биологическое состояние можно применить два способа:

создать для всех клеток фазу 4 возбуждения, т. е. одновременно поляризовать мембраны всех клеток;

создать для всех клеток фазу 1 возбуждения, т. е. одновременно деполяризовать мембраны всех клеток.

Таким образом, в обоих случаях стремятся привести клетки в четко определенные состояния (фазы 2 и 3 представляют собой динамически изменяющиеся, неустойчивые состояния).

Первый способ имеет важное значение для биологических экспериментов. Если удалить из внеклеточной жидкости натрий, то вообще исключается возможность возникновения возбуждения, а следовательно, и фибрилляции. Подобным образом можно предотвратить возникновение возбуждения при помощи некоторых веществ (например, тетродотоксина). Это соответствует химической дефибрилляции с обеспечением поляризации мембран. Она используется в кардиохирургии для остановки сердца.

Второй способ можно в свою очередь реализовать двумя различными путями. Повышение концентрации калия во внеклеточной жидкости приводит к деполяризации всех мембран (выравнивает концентрационный градиент между внеклеточным и внутриклеточным пространствами), в результате чего все клетки оказываются в одной и той же фазе 1. Это соответствует химической дефибрилляции с обеспечением деполяризации мембран. Метод использовали в кардиохирургии для остановки сердца.

Однако практическое значение для широкого клинического применения имеет только дефибрилляция электрическим током, при которой осуществляется деполяризация мембран всех клеток в результате их одновременного раздражения при помощи электрического импульса. Теоретически можно представить себе такую ситуацию, когда к каждой клетке сердца подведен микроэлектрод и все клетки одновременно раздражаются под воздействием огромного числа относительно слабых синхронных импульсов тока. При рассмотрении этого примера следует иметь в виду, что в момент нанесения синхронных импульсов клетки на-

ходятся в разных фазах возбуждения. Некоторые из них будут находиться в фазах 1, 2 и в начале фазы 3. Их мембраны будут сами по себе деполяризованы, так что эти клетки (рефрактерные) нельзя возбудить даже сильным импульсом, т. е. раздражающий импульс является «бесполезным». Клетки, находящиеся в конечной части фазы 3 (ERP и RRP на рис. 3.2), можно возбудить лишь при помощи сильного импульса, значительно превышающего порог. Наконец, для возбуждения клеток, находящихся в фазе 4, достаточно обычного, т. е. порогового, импульса тока. Сразу же после окончания импульса (длящегося 3—8 мс) в клетках сердца начинают происходить изменения. Клетки, которые во время действия импульса находились в фазах 1 и 2, постепенно переходят в фазу относительной рефрактерности и затем реполяризируются. Клетки, которые находились при воздействии импульса в фазе 3 и для которых импульс не был достаточно «надпороговым», реполяризируются так же, как и предыдущая группа клеток, и становятся возбудимыми. Клетки, которые находились в конце фазы 3 и деполяризованы импульсом так же, как и клетки, находившиеся в фазе 4, будут реполяризоваться последними. Таким образом, клетки восстанавливают возбудимость после нанесения импульса в следующем порядке:

- 1) на начальном участке фазы 3 (ERP) — для таких клеток импульс недостаточно превысил порог;
- 2) в фазах 1 и 2 (APR);
- 3) на конечном участке фазы 3 и начальном участке фазы 4 (RRP).

Практические соображения требуют, чтобы восстановление возбудимости клеток после нанесения импульса происходило возможно медленнее, т. е. чтобы было как можно меньше тех клеток, для которых импульс в начале фазы 3 недостаточно превышает порог. Иными словами, желательно, чтобы импульс возбудил все клетки сердца, за исключением тех, которые вполне рефрактерны (находятся в фазах 1 и 2) и поэтому невозбудимы. Это обосновывается следующими доводами. После полной деполяризации всех клеток должна восстановиться нормальная активность сердца в результате *возникновения автономного возбуждения в синусовом узле* (см. рис. 3.1). Для этого требуется определенное время. Возникновение возбуждения в клетках желудочков сердца, которые застигнуты импульсом дефибрилляции в начале фазы 3 и не деполяризованы этим импульсом, является нежелательным (при этом возможно возобновление фибрилляции).

Следует отметить, что при очень сильном стимулирующем импульсе тока, который в 10^2 — 10^4 раз превышает пороговый импульс, необходимый для возбуждения клетки, происходит «повреждение» в процессе реполяризации [9]. Клеточная мембрана остается частично реполяризованной, приблизительно на уровне 20 мВ. Клетка является рефрактерной для последующего раздражения и, следовательно, не способна возбудиться. Такое состояние может сохраняться от нескольких секунд до нескольких минут, пока не восстановится поляризация мембраны,

а с ней и нормальная возбудимость клетки (рис. 3.7). Однако еще не известно, в какой степени этот механизм применим для объяснения патологических состояний у человека при рассмотрении как сердца в целом, так и отдельных его частей. Это замечание сделано лишь в связи с приведенным выше заключением о желательности интенсивного стимулирующего импульса, намного превышающего порог, для клеток, находящихся в эффективной рефрактерной фазе. Как показывают электрофизиологические исследования, дальнейшее «надпороговое» увеличение амплитуды стимулирующего импульса можно обосновать и биологически.

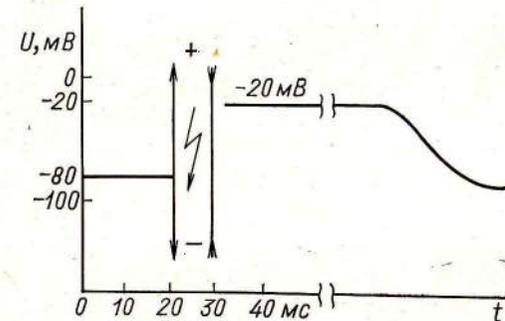


Рис. 3.7. Деполяризация волокна желудочка сердца [9]:

Горизонтальная ось — время; U — трансмембранный потенциал волокна; стрелкой указано положение во времени деполяризационного разряда, длящегося приблизительно 10 мс; — 20 мВ — трансмембранный потенциал, устанавливающийся после разряда

В предшествующих рассуждениях принималось допущение, что имеется возможность к каждой клетке сердца отдельно подвести стимулирующий импульс тока и раздражать ее этим импульсом. Очевидно, на практике применить такой подход невозможно. Одновременную деполяризацию всех клеток сердца приходится осуществлять одним сильным импульсом тока, который подводится к сердцу либо прямым способом — непосредственно путем наложения на его поверхность плоских электродов, имеющих соответствующую форму, либо непрямым — через стенку грудной клетки. При втором способе дефибрилляции электроды накладываются на поверхность грудной клетки в таких местах, которые обеспечивают протекание большей части разрядного тока через сердце. При этом ток подводится к сердцу проводящими внутренними структурами тела (соединительная ткань, тканевые жидкости, кровь). Препятствуют течению тока непроводящие структуры (воздух в легких, подкожный жир). Из этого следует, что в разных случаях силовые линии тока будут иметь различные распределения и в разных местах сердца будут протекать токи с различной плотностью. Там, где плотность тока будет максимальна, действие импульса будет наиболее эф-

фективным, и наоборот. Поэтому при рассмотрении характеристик импульса тока, обеспечивающего деполяризацию всех клеток сердца (дефибрилляцию), нужно исходить из эмпирических измерений и искать такой импульс, который был бы эффективным в подавляющем большинстве случаев как при прямой, так и при непрямой дефибрилляции и в то же время причинял сердцу возможно меньшее повреждение.

3.1.4. ДЕФИБРИЛЛЯЦИОННЫЙ ПОРОГ СЕРДЦА

Аналогично тому как был определен фибрилляционный порог, можно ввести и определение *дефибрилляционного порога*. Назовем дефибрилляционным порогом наименьшее значение амплитуды импульса тока дефибрилляции, при которой в заданных экспериментальных (клинических) условиях удастся прекратить фибрилляцию сердца. Для того чтобы можно было сравнивать дефибрилляционные пороги, необходимо стандартизовать условия, в которых они измеряются, а именно:

вид экспериментального объекта (собака, овца, человек);
состояние сердца у экспериментального объекта (здоровое, поврежденное и т. п.);

вид общего наркоза (анестезии);
форму, площадь поверхности и расположение электродов;
последовательность действий (интервал между возникновением фибрилляции и дефибрилляцией, интервал между импульсами и т. п.).

Если выбраны стандартные условия, то дефибрилляционный порог будет зависеть только от длительности и формы импульса дефибрилляции.

При одной и той же форме импульса дефибрилляционный порог является функцией только его длительности.

Дефибрилляционный порог определяется максимальным значением тока нанесенного импульса дефибрилляции, поэтому его называют также *дефибрилляционным порогом по току*. По традиции (хотя и не вполне обоснованно с электрофизиологической точки зрения) сохраняется также определение дефибрилляционного порога как значения полной энергии импульса, которая была приложена к объекту (сердцу, грудной клетке). При этом говорят о так называемом *дефибрилляционном пороге по энергии*. Дальнейшие подробности будут представлены в следующем пункте, посвященном собственно импульсу тока дефибрилляции.

3.1.5. ИМПУЛЬС ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ

С электрофизиологической точки зрения в качестве импульса дефибрилляции можно использовать любой импульс тока, имеющий требуемые значения длительности и максимальной амплитуды. Однако от формы и длительности выбранного импульса зависит, будет ли дефиб-

рилляция осуществлена с наименьшим возможным повреждением сердца или с наибольшей возможной эффективностью.

В связи с этим возникает вопрос, какая форма импульса дефибрилляции и при какой длительности является наиболее подходящей.

Обширные электрофизиологические и клинические исследования, проводившиеся в течение нескольких десятилетий [10—13], позволяют в настоящее время заключить, что оптимальной формой импульса дефибрилляции является синусоидальная полуволна, возникающая при прохождении разрядного тока конденсатора через катушку индуктивности. Зависимость дефибрилляционного порога для такого импульса от его длительности представлена на рис. 3.8. Рассмотрение графика

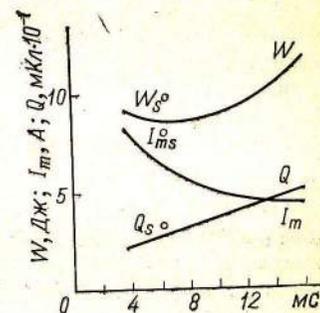


Рис. 3.8. Зависимость пороговых значений энергии W , максимального тока I_m и заряда Q от длительности трапециевидного импульса дефибрилляции с восходящей верхней частью:
 W_s, I_{ms}, Q_s — для импульса дефибрилляции в форме синусоидальной полуволны

показывает, что при увеличении длительности импульса максимальное значение тока дефибрилляции уменьшается и асимптотически приближается к определенному минимуму. Если проследить соответствующее изменение полной энергии импульса, то обнаруживается при ее определенном значении «энергетический» минимум. При дальнейшем увеличении длительности импульса энергия снова начинает возрастать. Такая зависимость вообще характерна для электрофизиологических явлений, с ней встречаются при определении не только дефибрилляционного, но и стимуляционного порога сердца. Необходимо решить вопрос, какую длительность импульса следует выбрать для практического применения в клинике.

Главным и решающим критерием выбора импульса дефибрилляции является требование, чтобы *дефибрилляция осуществлялась при наименьшем возможном значении максимального тока импульса*. Известно, что повреждение сердца будет тем больше, чем больше значение прошедшего через него максимального тока. С этой точки зрения было бы целесообразно выбрать импульс дефибрилляции с довольно большой длительностью, равной 12—16 мс. Рассмотрение кривой изменения энергии импульса показывает, что такой импульс имеет значительно большую энергию, чем импульс, длительность которого соответствует энергетическому минимуму. Импульс с высокой энергией меньше подходит для дефибрилляции вследствие того, что он приводит к большему на-

греванию ткани, чем импульс с более низкой энергией. Нагревание ткани под действием протекающего тока также оказывает неблагоприятное влияние на работу сердца, тогда как главными повреждающими факторами остаются гиперполяризация, ионофорез и электролиз сердечной ткани при большом значении максимального тока импульса дефибрилляции. Поэтому приходится делать компромиссный выбор и определять длительность импульса так, чтобы дефибрилляционный порог достигался при меньшем значении максимального тока и в то же время значение энергии импульса лишь незначительно превышало энергетический минимум (например, на 10—15%). В результате для рассматриваемых условий определяется физиологически обоснованная длительность импульса дефибрилляции 10 мс. Иногда конструкторы с целью экономии энергии выбирают более короткий импульс, соответствующий энергетическому минимуму, за счет увеличения максимального тока дефибрилляции. Этот подход используется при разработке батарейных дефибрилляторов, которые будут рассмотрены ниже. В данном случае речь идет о технически обоснованном определении длительности дефибрилляционного импульса.

Кроме описанного импульса в форме синусоидальной полуволны могут применяться также следующие менее подходящие по форме импульсы:

в форме разряда конденсатора (иглообразный). При таком импульсе для дефибрилляции требуется большое значение максимального тока, приводящее к повреждению ткани. В результате могут возникать аритмии и адинамии сердца [12];

классический прямоугольный, обычно применяемый в электрофизиологии. Для такого импульса дефибрилляционный порог (по току) несколько выше, чем для импульса в форме синусоидальной полуволны. В принципе этот импульс не оказывает такое неблагоприятное воздействие на сердце, как предыдущий;

трапециевидный с пологим спадом. Он обладает примерно теми же свойствами, что и прямоугольный импульс [14].

Согласно результатам последних исследований, эффективным оказался трапециевидный импульс с восходящей верхней частью [15]. На рис. 3.8 дано его сравнение с импульсом в форме синусоидальной полуволны.

Окончание импульса дефибрилляции. При оценке формы импульса возникает довольно трудный вопрос, касающийся «окончания импульса». На рис. 3.13, где изображен классический импульс в форме синусоидальной полуволны, виден завершающий его колебательный процесс. Известно, что такое окончание импульса при дефибрилляции не причиняет вреда. Однако до сих пор не установлено, оказывает ли оно какое-либо благоприятное влияние на общую последовательность восстановления сердечного ритма после выполнения дефибрилляции.

Некоторые авторы, стремясь выбрать наилучшую форму импульса дефибрилляции, «вытянули» его конец таким образом, что обеспечива-

ется действие на сердце слабого тока в течение довольно длительного периода, когда после деполяризации начинаются постепенная реполяризация и восстановление возбудимости сердца. Этот так называемый «хвост» импульса дефибрилляции может вызвать возбуждение слишком большого числа клеток, находящихся в фазе уязвимости (конец фазы β), и повторное возникновение фибрилляции.

Повторение импульса дефибрилляций. В прошлом дефибрилляцию осуществляли при помощи переменного тока (частота 50 Гц, длительность импульса 0,25 с) [11]. Полученные к настоящему времени результаты ясно показывают, что собственно дефибрилляционный эффект производит только первая волна импульса, остальные волны бесполезны, они лишь создают дополнительную высокоэнергетическую нагрузку на сердце [16]. Поэтому от такого способа дефибрилляции полностью отказались.

Кугельберг [17] и Реснеков с соавторами [18] предложили метод дефибрилляции с использованием двух импульсов, разделенных коротким интервалом времени. Теоретической основой этого метода является представление о том, что второй импульс должен деполяризовать те клетки, которые во время нанесения первого импульса находились в фазе относительной рефрактерности. Поэтому первый импульс имеет меньшую амплитуду, т. е. не очень сильно превышает порог возбуждения указанных клеток. Второй импульс имеет такую же амплитуду и следует за первым приблизительно через 75 мс. Результаты исследований показали, что этот способ не приводит к существенному уменьшению дефибрилляционного порога, причем суммарная энергия двух импульсов оказывается больше, чем энергия дефибрилляции при использовании одного импульса [16].

3.1.6. РАСПОЛОЖЕНИЕ ВО ВРЕМЕНИ (СИНХРОНИЗАЦИЯ) ИМПУЛЬСА ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ

Выше была рассмотрена эффективность импульса дефибрилляции как деполяризующего воздействия. Рассмотрим зависимость эффективности импульса от временных соотношений между этим импульсом и собственной активностью сердца. При описании распространения возбуждения в сердце было сказано, что суммарное проявление его представляет собой электрокардиографическая кривая. Поэтому при выборе расположения импульса дефибрилляции во времени по отношению к процессу распространения возбуждения надо исходить из свойств электрокардиограммы (см. рис. 3.1). В тот период, когда на этой кривой наблюдается зубец P , происходит деполяризация предсердий, так что предсердия становятся невозбудимыми. Желудочки сердца в этот период обладают нормальной возбудимостью. Деполяризация желудочков происходит тогда, когда на электрокардиограмме наблюдается зубец R , при этом желудочки становятся невозбудимыми, а возбудимость предсердий начинает восстанавливаться. В период между зубцом R

и зубцом T желудочки являются невозбудимыми. Их реполяризация и восстановление возбудимости происходят в период, соответствующий началу зубца T , т. е. появлению его восходящего участка. В этот период сердце наиболее предрасположено к возникновению фибрилляции под действием электрической стимуляции (фаза уязвимости). По окончании зубца T сердце в целом становится вновь нормально возбудимым.

Когда необходимо применить дефибрилляцию к сердцу с фибрилирующими желудочками, на электрокардиограмме наблюдается типичная картина десинхронизации электрической активности (см. рис. 3.4). При этом совершенно безразлично, на каком временном участке будет нанесен импульс дефибрилляции. Наиболее важным условием является обеспечение достаточных значений длительности и амплитуды импульса, чтобы он деполяризовал все сердечные клетки, включая те, которые находятся в фазе относительной рефрактерности и требуют для своей деполяризации сильного надпорогового импульса.

Если же предполагается применить дефибрилляцию к сердцу, у которого фибрилляцией охвачены только предсердия, а желудочки сохраняют нормальную активность, то на всем протяжении электрокардиограммы наблюдается волнистый участок с относительно малой амплитудой, соответствующий электрической десинхронизации предсердий (рис. 3.4). На этой волнистой кривой выделяются нормальные зубцы R и T , соответствующие деполяризации и реполяризации желудочков. Еще одним отклонением от нормы является непостоянство интервалов между зубцами R , обусловленное нарушением передачи импульсов возбуждения от фибриллирующих предсердий на желудочки. В данных условиях необходимо позаботиться о правильном расположении импульса дефибрилляции во времени по отношению к последовательности распространения возбуждения в желудочках сердца. Аналогичная ситуация возникает и при некоторых формах желудочковых аритмий (при нарушениях активности, возникающих в самих желудочках), которые также можно лечить при помощи импульса дефибрилляции. Согласно электрофизиологическим данным, дефибрилляция должна быть наиболее успешной при условии, что импульс дефибрилляции располагается после зубца T и перед зубцом R следующего электрокардиографического комплекса. Такой импульс наносится на вполне реполяризованные желудочки сердца, минуя фазу уязвимости. В противоположность этому импульс, нанесенный во время восходящего участка зубца T , может вызвать желудочковые аритмии и даже фибрилляцию, поскольку он попадает в фазу уязвимости (в которой желудочки реполяризованы неравномерно). Далее, во избежание аритмий и фибрилляции желудочков можно расположить импульс дефибрилляции сразу же после зубца R , когда желудочки находятся в состоянии деполяризации. При определенных патологических состояниях (острый инфаркт миокарда) в пораженной ткани может ускориться процесс реполяризации, и поэтому через сравнительно короткий промежуток времени после окончания зуб-

ца R в желудочках уже могут встретиться клетки, находящиеся в фазе относительной рефрактерности. Таким образом, лучше всего наносить импульс стимуляции между зубцом T данного комплекса и зубцом R следующего комплекса электрокардиограммы. Разумеется, для этого требуется электронная аппаратура, обеспечивающая синхронизацию нанесения импульса дефибрилляции с зубцом R электрокардиограммы. Такая аппаратура будет описана ниже.

Из вышесказанного следует, что любой дефибриллятор, предназначенный для устранения фибрилляции предсердий или тяжелых нарушений ритма желудочков (за исключением фибрилляции желудочков), должен быть оборудован устройством синхронизации.

Клиническая практика, подкрепленная экспериментальными исследованиями, показывает, что при использовании импульса дефибрилляции с достаточно большими значениями длительности и амплитуды вероятность возникновения желудочковой фибрилляции становится меньше даже при случайном попадании импульса в область восходящего участка зубца T , т. е. в фазу уязвимости. Здесь проявляется известный электрофизиологический эффект «торможения» [19]. Очень сильные импульсы деполяризуют все волокна, находящиеся в фазе относительной рефрактерности и тем самым предотвращают возникновение возбуждения в фазе уязвимости. Не исключено, что здесь, кроме всего прочего, играет роль механизм нарушенного и задержанного процессов реполяризации, описанный нами выше. Это явление в научной литературе на английском языке иногда называют «по response phenomenon» [20]. Таким образом, для дефибрилляции предсердий и для лечения желудочковых аритмий можно также применять дефибриллятор без устройства синхронизации, однако при условии, что выполняются заданные требования к длительности и амплитуде импульса дефибрилляции и имеется достаточный опыт работы с такой аппаратурой [21].

Использование импульса дефибрилляции без синхронизации с зубцом R электрокардиограммы получило широкое распространение еще по одной причине. При фибрилляции предсердий приходится встречаться с очень большой неравномерностью временных интервалов между зубцами R (см. рис. 3.10,а). Поэтому иногда оказывается трудно установить надлежащую задержку импульса относительно зубца R , чтобы импульс надежно попадал в интервал после зубца T . Очень сложно или вообще невозможно выбрать правильную задержку импульса дефибрилляции при различных видах желудочковой экстрасистолии и тахикардии (см. рис. 3.10,б).

3.1.7. БИОЛОГИЧЕСКОЕ СОСТОЯНИЕ СЕРДЦА И ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ

Перед дефибрилляцией желудочков необходимо провести надлежащую подготовку сердца, т. е. в определенной степени восстановить физико-химические условия в сердце, соответствующие норме и нару-

шенные в результате прекращения кровотока в коронарных артериях при фибрилляции, и повысить эффективность биологических функций сердца для облегчения процесса восстановления его электрической и механической функций.

Немедленно после обнаружения фибрилляции желудочков сердца проводят массаж сердца. Прямой массаж желудочков возможен лишь в тех случаях, когда вскрыта грудная клетка и имеется возможность взять желудочки в руку и массировать их периодическим сжатием и расслаблением. При непрямом массаже сердца, т. е. в случае закрытой грудной клетки, ритмически надавливают на грудину, в результате чего оба желудочка сжимаются между грудной и позвоночником. В обоих случаях достигается некоторое восстановление кровообращения не только в большом круге, но и в коронарных артериях. Благодаря этому из сердца вымываются вещества, которые накопились в его тканях после остановки кровообращения и которые могут помешать процессу дефибрилляции. Одновременно с массажем сердца производят искусственное дыхание, чтобы кровь окислилась и освободилась от избытка углекислого газа, оказывающего токсическое действие на сердце. Для предотвращения переокисления крови (ацидоза) делают вливание определенных веществ (углекислого натрия и т. п.).

Чтобы осуществить дефибрилляцию быстро и с использованием возможно меньшего тока, нужно предварительно улучшить характеристики возбудимости клеток сердца. Это достигается при помощи инъекций норадреналина, который вводят в вену или, чаще всего, непосредственно в желудочек сердца. Одновременно делают инъекцию кальция, способствующего восстановлению также механической активности мышц желудочков после дефибрилляции.

Однако и в тех случаях, когда тщательно выполнены все вышеприведенные рекомендации, при дефибрилляции все же могут возникнуть некоторые осложнения.

3.1.8. ВОЗМОЖНЫЕ ОСЛОЖНЕНИЯ ПРИ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ ЖЕЛУДОЧКОВ СЕРДЦА

Безуспешная дефибрилляция. а) После нанесения дефибрилляционного разряда вообще не происходит прекращения фибрилляции (рис. 3.9, а). Причиной этого чаще всего является недостаточное значение амплитуды импульса дефибрилляции (при удовлетворительной форме и длительности импульса). В этом случае необходимо усилить импульс энергетически (по току). Такая ситуация часто встречается при остром инфаркте миокарда, когда бывает повышен дефибрилляционный порог [22]. Если осуществить дефибрилляцию не удастся даже при помощи наиболее сильного импульса, который можно получить от данного прибора, то следует заново провести подготовку сердца к дефибрилляции (массаж, введение лекарственных веществ) и по истечении некоторого времени повторить нанесение разряда.

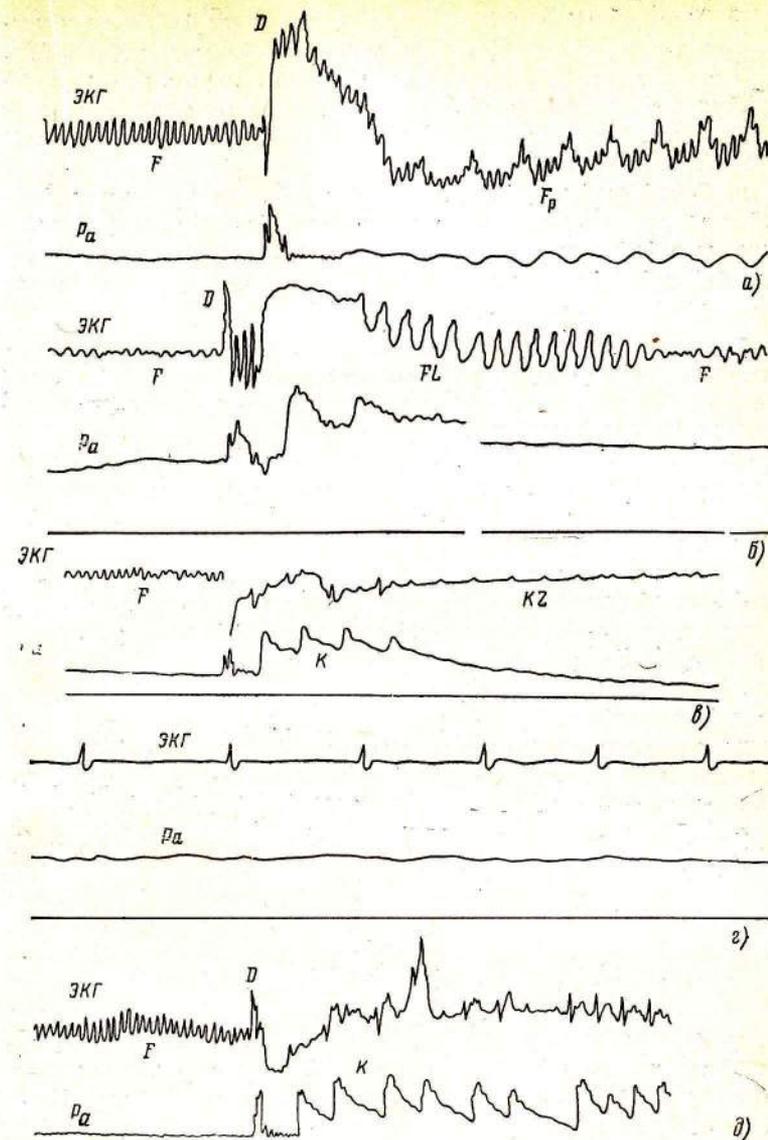


Рис. 3.9. Осложнения при дефибрилляции:

а — безуспешная дефибрилляция сердца. На кривой кровяного давления и на электрокардиограмме видны колебания, обусловленные принудительным дыханием животного и отразившиеся на записи; б — успешная дефибрилляция, после которой возникает трепетание желудочков, переходящее снова в фибрилляцию желудочков; в — успешная дефибрилляция с последующей остановкой сердца; г — разобщение электрической и механической активности сердца после успешной дефибрилляции; д — успешная дефибрилляция сердца; ЭКГ — электрокардиограмма; P_a — кровяное давление в аорте; D — дефибрилляционный разряд; F — фибрилляция желудочков сердца; F_p — продолжающаяся фибрилляция желудочков; FL — трепетание желудочков; K — сокращение желудочков после дефибрилляции; KZ — прекращение активности желудочков

б) После нанесения дефибрилляционного разряда фибрилляция прекращается, однако через несколько секунд возобновляется (рис. 3.9,б). Причина этого состоит в наличии повреждений сердца, а не в характеристиках (недостаточной силе) импульса. При возникновении такой ситуации необходимо принять надлежащие меры против патологических изменений возбудимости сердца.

в) Рефибрилляция, возникающая под влиянием импульса с большой длительностью, уже была описана выше. Слишком длинный конец импульса дефибрилляции, имеющий малую амплитуду, вызывает после успешной дефибрилляции новое возбуждение клеток, находящихся в фазе уязвимости, и повторное возникновение фибрилляции.

Успешная дефибрилляция, сопровождающаяся остановкой сердца (рис. 3.9,в). В результате успешной дефибрилляции не обязательно в каждом случае восстанавливается сердечный ритм. После полной деполяризации всех клеток сердца синусовый узел может не возобновить свою функцию генератора импульсов и не стать точкой возникновения распространяющихся синхронизированных волн возбуждения. Причиной этого бывает повреждение синусового узла из-за длительного нарушения кровообращения или же непосредственное ишемическое повреждение при поражении сосудов, снабжающих его кровью. Иногда это бывает обусловлено в первую очередь повышенным тонусом блуждающего нерва или же предшествующим введением некоторых веществ, применяемых для лечения нарушений сердечного ритма (антиаритмиков). В каждом подобном случае не имеет смысла повторное нанесение дефибрилляционного разряда. Целесообразно провести массаж сердца и фармакологическое лечение соответствующими веществами, а иногда — кардиостимуляцию при помощи электрода, введенного в правый желудочек сердца.

Успешная дефибрилляция, сопровождающаяся прекращением механической активности сердца (рис. 3.9,г). После успешной дефибрилляции не всегда восстанавливается механическая функция желудочков сердца как насоса. Это явление называют разобщением электрической и механической активностей сердца. Несмотря на то что в клетках протекает нормальный электрический процесс, сопровождающий возбуждение, отсутствует его связь с механизмами сокращения желудочков сердца. Здесь наблюдается асистолия, прекращение механической функции сердца и остановка кровообращения. В этом случае также целесообразно повторно применять дефибрилляционный разряд. Необходимо провести массаж сердца и соответствующее фармакологическое лечение (норадреналином, кальцием и т. п.).

Из вышесказанного следует, что при использовании импульса дефибрилляции с надлежащими характеристиками и достаточной интенсивностью большинство осложнений, наблюдаемых при дефибрилляции желудочков, обусловлено собственным биологическим состоянием сердца. Его правильная подготовка является основной предпосылкой

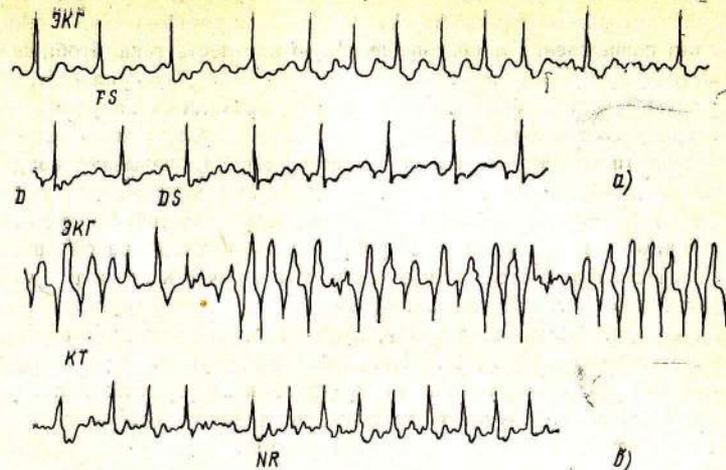


Рис. 3.10. Импульсотерапия:

а — дефибрилляция предсердий; б — устранение желудочковой тахикардии при помощи электрического импульса; FS — фибрилляция предсердий; D — дефибрилляционный разряд; DS — активность сердца после дефибрилляции предсердий; KT — желудочковая тахикардия; I — импульс; NR — активность сердца с нормальным ритмом желудочков после разряда; ЭКГ — электрокардиограмма

для устранения фибрилляции, а без такой подготовки технические средства оказываются бесполезными.

Осложнения при дефибрилляции предсердий (кардиоверсии) сводятся главным образом к тому, что импульс дефибрилляции не устраняет фибрилляцию или же прекратившаяся фибрилляция через некоторое время возобновляется (рис. 3.10,а).

Другие виды осложнений, такие как наблюдаются при дефибрилляции желудочков, в хорошо оснащенном и управляемом кардиологическом учреждении вообще не должны встречаться. Но и в этих условиях решающими факторами их возникновения являются клиническое состояние больного и качество его фармакологической подготовки перед собственно кардиоверсией.

3.1.9. ПОВРЕЖДЕНИЕ СЕРДЦА ЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ТОКОМ ПРИ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ (КАРДИОВЕРСИИ)

Любой электрический импульс, достаточный по интенсивности для деполяризации всех клеток сердца, сразу же причиняет повреждение сердечной ткани. Как было указано выше, ток дефибрилляции подводится к сердцу электродами, наложенными либо прямо на сердце, либо на поверхность грудной клетки. Линии тока всегда распределены в сердце неравномерно, т. е. в разных отделах сердца протекают разные токи. Например, при наложении электродов на сердце наибольшие

токи протекают у краев электродов. Иными словами, в разных частях сердца будут разные плотности тока. Сердечная ткань способна выдерживать без повреждения лишь определенную плотность тока. Чтобы *везде* достигалась требуемая (пороговая) плотность тока дефибрилляции (деполяризации), в некоторых областях сердца приходится допускать надпороговые значения тока. Надпороговые токи, обуславливающие более высокие плотности тока в некоторых частях сердца, оказывают повреждающее воздействие на сердечную ткань. Самая низкая степень повреждения ткани заключается в вытекании внутриклеточного калия во внеклеточную жидкость. На электрокардиографической кривой описанное явление наблюдается в виде деформации участка между зубцами R и T (см. рис. 3.9, в). Можно непосредственно обнаружить повышенное содержание калия в крови, прошедшей через систему коронарного кровообращения сердца. Подобным же образом в этой крови можно обнаружить присутствие внутриклеточных ферментов, которые выносятся кровью в результате повреждения ткани.

Повреждение клеток электрическим током может быть обратимым или необратимым. При обратимом повреждении состояние клеток, подвергшихся воздействию тока, по истечении определенного времени нормализуется. При необратимом повреждении клетки сердца погибают, и вместо них образуются рубцы из нефункциональной соединительной ткани. Этому предшествуют отек и воспаление ткани. При протекании электрического тока поражается также сократительная структура мышечных клеток сердца, уменьшается сила сокращения желудочков и снижается производительность сердца как насоса. Повреждение сердца всегда оказывается больше при так называемой прямой дефибрилляции, т. е. при наложении электродов непосредственно на сердце, чем при непрямой дефибрилляции, когда электроды накладывают на грудную клетку.

Из вышесказанного следует, что при дефибрилляции сердца необходимо стремиться к тому, чтобы это вмешательство осуществлялось:

а) с импульсом тока, имеющим минимально возможную амплитуду, надлежащую форму и достаточную длительность;

б) с минимальным числом импульсов дефибрилляции.

Между этими требованиями имеется кажущееся противоречие. В клинической практике обычно полагаются на эмпирический опыт, подтвержденный результатами ряда экспериментальных исследований. Поэтому с самого начала выбирают дефибрилляционный разряд, соответствующий состоянию и размерам сердца или же конфигурации грудной клетки больного. Обычно это позволяет легко осуществить дефибрилляцию надпороговым импульсом. В случае неудачи (осложнения) поступают так, как было сказано выше. Ни в коем случае не начинают процедуру с дефибрилляции слабыми импульсами, которые постепенно усиливаются (это приводит к увеличению числа импульсов и накоплению вредного воздействия тока), или с дефибрилляции самым сильным импульсом, который вообще способен генерировать

данный прибор (это создает повреждение из-за сильного превышения импульсом порога, возникает превышение критической плотности тока в некоторых частях сердца). Суммарное число импульсов дефибрилляции ограничено в соответствии с состоянием больного. Следовательно, в случае неуверенности меньшей ошибкой является применение одного сильного импульса по сравнению с несколькими слабыми, подпороговыми и поэтому неэффективными.

3.1.10. ПРЯМАЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ

При прямой дефибрилляции электроды накладывают непосредственно на поверхность сердца. Следовательно, такой метод можно использовать при условиях, когда грудная клетка вскрыта и имеется прямой доступ к сердцу. Далее, этот метод применим исключительно для дефибрилляции желудочков, и ни в коем случае его не следует применять для дефибрилляции предсердий. Наконец, прямая дефибрилляция в настоящее время находит применение лишь при кардиохирургических операциях, когда хирург устраняет фибрилляцию, возникшую (или искусственно вызванную) в процессе самой операции. Раньше прямую дефибрилляцию рассматривали как процедуру, помогающую сохранить жизнь больного в любых условиях вне клиники при внезапном возникновении фибрилляции желудочков (например, в случае инфаркта миокарда). Перед собственно дефибрилляцией производили в этих случайных условиях вскрытие грудной клетки, затем прямой массаж сердца и после него — дефибрилляцию. Однако в настоящее время вместо этого способа применяют непрямую дефибрилляцию.

Итак, прямую дефибрилляцию планируют и выполняют в процессе хирургической операции; в наших клиниках она является стандартной и часто применяемой процедурой. Для осуществления прямой дефибрилляции необходимы высококачественные специальные электроды и подходящий дефибриллятор. Дефибриллятор для прямой дефибрилляции должен обладать определенными свойствами. В этом приборе может отсутствовать устройство синхронизации и собственный кардиоскоп для контроля дефибрилляции, его импульсы могут не обладать очень высокой энергией; он может не иметь слишком жестких ограничений по массе и размерам. Но такой прибор должен обладать 100%-ной надежностью, генерировать правильно сформированный и достаточно длительный импульс, с тем чтобы воздействие тока причинило минимально возможный вред сердцу больного, которое и так находится в довольно тяжелом послеоперационном состоянии, указывать значения максимального тока дефибрилляции и энергии, приложенной к объекту, лучше всего в цифровой форме.

Импульс дефибрилляции должен иметь классическую форму синусоидальной полуволны с затухающим колебательным конечным участком длительностью 6—8 мс. Для прямой дефибрилляции сердца после

кардиохирургического вмешательства пригодными считаются импульсы с максимальными энергией 50 Дж и током до 12 А. Более подробные сведения о прямой дефибрилляции содержатся ниже.

3.1.11. НЕПРЯМАЯ ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ

При непрямой (трансторакальной) дефибрилляции электроды накладывают на поверхность грудной клетки больного. Электропроводящий контакт между поверхностями электрода и кожи обеспечивается при помощи электрокардиографической пасты, которой смазывают только поверхность электрода. Расположение электродов выбирают так, чтобы как можно большая часть тока, протекающего между ними, прошла через сердце. В соответствии с методикой, описанной в [11], один из электродов помещают на яремной ямке (над верхним концом грудной кости), другой — под левым соском.

Приведенный способ дефибрилляции предназначен исключительно для дефибрилляции желудочков сердца, причем как вне клиники (на дому у больного, на улице, в машине скорой помощи), так и в клинических условиях (в обычной больничной палате, в палате интенсивного ухода, в блоке лечения коронарных больных). Таким образом, здесь речь идет об устранении внезапно возникшей фибрилляции желудочков за наиболее короткое время. Как уже было сказано выше, процедура начинается с подготовки к дефибрилляции, а именно с массажа, восстанавливающего кровообращение сердца, искусственного дыхания и введения требуемых фармакологических средств. Диагностика фибрилляции желудочков осуществляется при помощи кардиоскопа. Лишь после этого наносится собственно дефибрилляционный разряд.

Итак, непрякая дефибрилляция является процедурой незапланированной экстренной и выполняемой в случае крайней необходимости (в критической ситуации). Для осуществления этой процедуры требуются высококачественные электроды, специально предназначенные для непрякой дефибрилляции, и дефибриллятор, который должен обладать определенными свойствами. Этот прибор может не иметь устройства синхронизации, но должен:

- создавать импульс с достаточно высокой энергией;
- иметь собственный кардиоскоп для контроля дефибрилляции;
- иметь ограничения по массе и размерам для удобства транспортировки;
- обладать высокой надежностью, не бояться механических воздействий и сырости;
- генерировать правильно сформированный и достаточно длительный импульс;
- указывать значения тока и энергии импульса, приложенного к объекту;
- обеспечивать отведение электрокардиографического сигнала от грудной клетки при помощи дефибрилляционного электрода.

Импульс дефибрилляции чаще всего имеет форму синусоидальной полуволны с затухающим колебательным конечным участком длительностью 5—6 мс. Для дефибрилляции вне клиники обычно подходящими являются значения максимального тока импульса до 40 А и энергии импульса, приложенного к объекту, до 300 Дж. Прибор должен весить не больше 15 кг и иметь батарейное питание для обеспечения его портативности. Внешняя конфигурация прибора должна способствовать тому, чтобы его легко было переносить (корпус прибора в форме чемоданчика, ведра и т. п.). Более подробное описание его конструкции содержится ниже.

3.1.12. КАРДИОВЕРСИЯ

Рассмотрим лечебное воздействие электрического импульса при фибрилляции предсердий или при тяжелых нарушениях ритма желудочков сердца, когда они в определенной мере сохраняют свою активность, хотя имеют ненормально высокую частоту сокращений (желудочковая тахикардия). Как следует из самого названия процедуры, ее цель заключается в возвращении сердечного ритма к норме, т. е. к первоначальному состоянию. Кардиоверсию осуществляют только при закрытой грудной клетке. Она является заранее планируемой лечебной процедурой, но ни в коем случае не экстренной. Для проведения кардиоверсии требуются электроды, предназначенные для непрякой дефибрилляции, и либо батарейный дефибриллятор с кардиоскопом для прямой дефибрилляции и электрокардиограф, либо комплект приборов, включающий сетевой дефибриллятор с синхронизацией и электрокардиограф с кардиоскопом.

В первом случае предусмотрено применение обычного батарейного портативного дефибриллятора. Кардиоверсию выполняют при помощи импульса с большими значениями тока и энергии, чтобы предотвратить возникновение вторичной аритмии при попадании в фазу уязвимости сердца. Ориентировочную оценку результата действия разряда осуществляют по изображению на экране кардиоскопа дефибриллятора, окончательные результаты кардиоверсии подтверждаются электрокардиографической записью. Это эффективный и практически удобный способ кардиоверсии при фибрилляции предсердий (см. рис. 3.10,а). Подобным же способом можно лечить и различные виды так называемых желудочковых тахикардий (см. рис. 3.10,б).

Во втором случае применяется сетевой дефибриллятор с синхронизацией импульса. Электрокардиограмма больного наблюдается на экране кардиоскопа электрокардиографа. Определяют такую задержку импульса дефибрилляции по отношению к зубцу *R*, при которой изображение импульса (поданного пока только на осциллоскоп) попадает на участок электрокардиограммы после зубца *T*. Менее целесообразна такая жесткая синхронизация прибора, при которой импульс попадает на участок электрокардиограммы непосредственно за зубцом *R*. Затем

наносит дефибрилляционный разряд, немедленно после разряда наблюдают результат его действия на экране кардиоскопа и записывают электрокардиограмму больного.

Сетевой дефибриллятор для кардиоверсии образует единый функциональный блок с электрокардиографом и кардиоскопом. Поэтому данный прибор может не иметь собственных кардиоскопа для контроля кардиоверсии; к нему предъявляются не очень жесткие ограничения по массе и размерам и не очень высокие требования к устойчивости против механических воздействий. Но он должен:

создавать импульс с очень большими значениями тока и энергии; иметь надежную управляемую синхронизацию;

быть приспособлен для сопряжения с электрокардиографом;

генерировать правильно сформированный и достаточно длительный импульс, чтобы по возможности уменьшить повреждение сердца при больших значениях максимального тока, необходимых для устранения некоторых устойчивых видов фибрилляции предсердий и желудочковых тахикардий.

Кроме того, желательно, чтобы он указывал (в цифровой форме) значение энергии, приложенной к объекту.

Для кардиоверсии пригодны импульсы с такими же формой и длительностью, которые имеют импульсы дефибриллятора для прямой дефибрилляции. Их максимальный ток должен достигать значения 60 А, а энергия, приложенная к объекту, — значения 400 Дж. Более подробно эти вопросы рассмотрены ниже.

3.1.13. ЛЕЧЕНИЕ ЖЕЛУДОЧКОВЫХ ТАХИАРИТМИЙ ПРИ ПОМОЩИ КАРДИОСТИМУЛЯЦИИ

Из рассмотрения метода дефибрилляции следует, что для синхронизации клеток сердца требуются довольно большие значения тока. Поэтому оказались неудачными попытки нанести импульс дефибрилляции на сердце при помощи электрода, введенного в правый желудочек сердца, подобно тому, как проводят временную или постоянную кардиостимуляцию (см. гл. 1). При сравнительно малой площади поверхности таких электродов (20—100 мм²) на кончике электрода возникает очень большая плотность тока. Это приводит к ожогу ткани на месте ее соприкосновения с электродом. Данный вопрос подробно рассмотрен в [23, 24].

В противоположность этому довольно хорошие результаты были получены при лечении желудочковой тахикардии и трепетания (флаттера) с использованием внутрисердечного электрода. В медицинской литературе описана так называемая «ортотритмическая кардиостимуляция», которая подобна импульсотерапии с синхронизацией импульса при помощи зубца R электрокардиограммы [25]. Аналогично вышеописанной процедуре импульсотерапии в данном случае после зубца R наносится относительно небольшой импульс тока стимуляции (20—

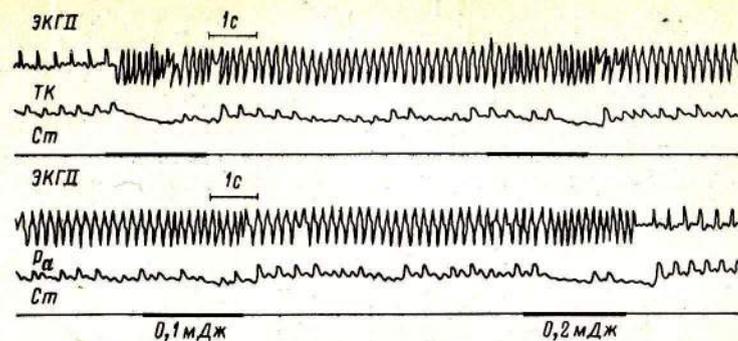


Рис. 3.11. Устранение желудочковой тахикардии при помощи серии импульсов стимуляции с энергией 0,2 мДж: ЭКГ II — электрокардиограмма в отведении II; P_a — кровяное давление; Ст — стимуляция

40 мА). В результате прекращается желудочковая тахикардия и восстанавливается нормальный ритм сердца (подобно тому как показано на рис. 3.10). Если же расположение импульса во времени невозможно синхронизировать с зубцом R электрокардиограммы (при трепетании желудочков и быстрой желудочковой тахикардии), то стимуляцию осуществляют серией импульсов. Эта процедура сходна с методом дефибрилляции, описанным в [11]. Серия импульсов переменного тока (с частотой 50 Гц и длительностью одной полуволны 10 мс), генерируемая в течение 2 с, устраняет желудочковую тахикардию, если надлежащим образом выбрана энергия импульсов (рис. 3.11). Здесь имеется в виду очень низкая энергия — порядка тысячных долей джоуля [26].

Следует еще раз подчеркнуть, что вышеописанные методы кардиостимуляции пригодны лишь для устранения желудочковых аритмий и тахикардий (от тахикардии до трепетания желудочков). Они ни в коем случае не помогут нормализовать ритм, если происходит фибрилляция желудочков. Пока эти методы находятся на стадии исследования. При условии клинической верификации они могли бы найти применение в блоках лечения коронарных больных и вообще при лечении острых кардиологических заболеваний.

3.2. ВАРИАНТЫ ТЕХНИЧЕСКОГО ИСПОЛНЕНИЯ ДЕФИБРИЛЛЯТОРОВ

Обычный принцип конструирования современных дефибрилляторов иллюстрируется структурной схемой на рис. 3.12. В качестве источника энергии используют либо непосредственно электросеть (для стационарных дефибрилляторов), либо аккумуляторную батарею (для пе-

реносных дефибрилляторов). Низкое сетевое напряжение переменного тока можно повысить при помощи трансформатора. В случае батарейного питания нужно низкое напряжение постоянного тока преобразовать в напряжение переменного тока, которое затем повышается при помощи высоковольтного трансформатора до нескольких киловольт. Высокое переменное напряжение выпрямляется при помощи высоковольтного выпрямителя и заряжает конденсатор (иногда конденсаторную батарею), который накапливает энергию, требуемую для генерации импульса тока дефибрилляции.

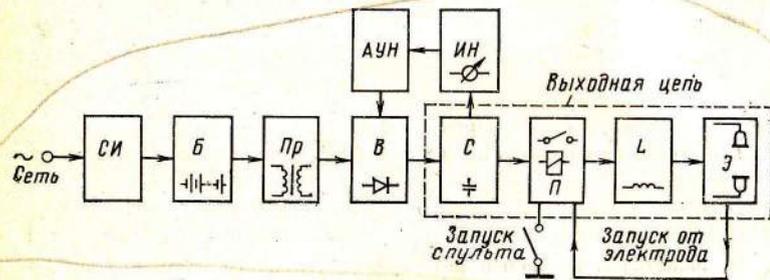


Рис. 3.12. Структурная схема дефибриллятора современной конструкции:

АУН — цепь автоматической установки напряжения; ИН — индикатор напряжения; СИ — сетевой источник или устройство для подзарядки аккумуляторов; Б — аккумуляторная батарея; Пр — преобразователь высокого напряжения; В — выпрямитель высокого напряжения; С — конденсатор; П — переключатель; L — катушка индуктивности; Э — дефибрилляционные электроды

Импульс дефибрилляции формируется в выходной цепи, состоящей из конденсатора, высоковольтного переключателя, катушки индуктивности и дефибрилляционного электрода. Переключатель обычно бывает реализован в виде высоковольтного реле или контактора и управляется кнопкой, расположенной либо на панели прибора, либо (чаще) на дефибрилляционных электродах.

Остальные цепи прибора играют вспомогательную роль и служат для контроля его работы и облегчения обслуживания. К ним относятся индикатор напряжения на конденсаторе и цепь автоматической установки и поддержания выбранного напряжения. Отдельные цепи дефибриллятора более подробно описаны ниже.

3.2.1. ВЫХОДНАЯ ЦЕПЬ ДЕФИБРИЛЛЯТОРА

Выходная цепь предназначена главным образом для того, чтобы подавать на весь объем мышечной ткани сердца импульс тока, достаточный для обеспечения эффективной дефибрилляции. Формирование импульса дефибрилляции технически может быть выполнено различ-

ными способами, однако чаще всего используется конденсаторный разряд, характеристики которого определяются катушкой индуктивности, включенной последовательно с выходом цепи [10]. Схема цепи изображена на рис. 3.13,а.

Конденсатор C , заряженный до начального напряжения U_0 , подсоединяется при помощи переключателя (чаще всего механического) через катушку индуктивности к выходным зажимам, соединенным с электродами, которые наложены на поверхность грудной клетки больного. Ткани тела больного между электродами представляют собой практически активную нагрузку. Для значений напряжения и тока, используемых при дефибрилляции, эта нагрузка в среднем составляет приблизительно 50 Ом. На форму импульса определяющее влияние оказывает соотношение между суммой сопротивления пациента $R_{п}$ и сопротивлением катушки индуктивности R_L , с одной стороны, и значения-

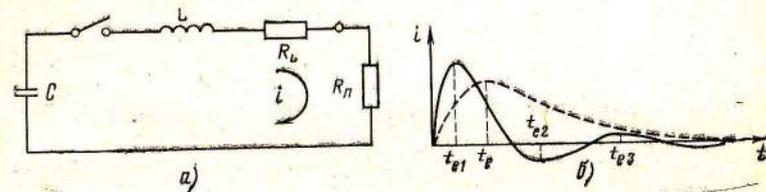


Рис. 3.13. Цепь формирования импульса дефибрилляции с катушкой индуктивности и конденсатором (а), колебательное (сплошная линия) и аperiodическое (пунктир) изменения выходного тока (б)

ми L и C — с другой. Эффективность передачи энергии на ткань выражается отношением $R_{п}/(R_{п} + R_L)$. Последовательным сопротивлением конденсатора обычно можно пренебречь.

Согласно теории электрических цепей при разряде конденсатора через катушку индуктивности и резистор могут возникнуть импульсы тока двух основных типов (рис. 3.13,б): аperiodический в случае передемпфирования цепи и в виде периодических колебаний с экспоненциальным затуханием, когда демпфирование меньше критического.

Граничному случаю между двумя вышеуказанными типами импульсов соответствует аperiodический импульс при критическом демпфировании.

Переходный процесс в цепи после замыкания переключателя можно описать следующим дифференциальным уравнением:

$$\frac{d^2 i}{dt^2} + \frac{R}{L} \frac{di}{dt} + \frac{1}{LC} i = 0, \quad (3.1)$$

которое имеет решение в форме

$$i(t) = \frac{U_0}{L(\lambda_1 - \lambda_2)} (e^{\lambda_1 t} - e^{\lambda_2 t}), \quad (3.2)$$

где U_0 — начальное значение напряжения на конденсаторе; λ_1, λ_2 — корни характеристического уравнения, связанные с параметрами цепи следующими соотношениями:

$$\lambda_{1,2} = \rho \pm \sqrt{\rho^2 - \omega^2}; \quad (3.3)$$

$$\rho = -R/2L; \quad (3.4)$$

$$\omega^2 = 1/LC. \quad (3.5)$$

а) *Аперриодический импульс* генерируется при достаточно большом сопротивлении R , когда выполняется условие

$$\rho^2 > \omega^2. \quad (3.6)$$

Ток не изменяет направление и имеет лишь один экстремум — достигает максимума в момент времени t_e :

$$t_e = \frac{1}{2d} \ln(\lambda_2/\lambda_1), \quad (3.7)$$

где

$$d = +\sqrt{\rho^2 - \omega^2}. \quad (3.8)$$

Аперриодическое изменение тока удобно описать выражением

$$i(t) = \frac{U_0}{Ld} \operatorname{sh}(dt) e^{\rho t}. \quad (3.9)$$

Переходу от аперриодического изменения тока к колебательному соответствует *аперриодический импульс при критическом демпфировании*, определяемый условием $d=0$. В этом случае зависимость тока от времени имеет следующий вид (индекс k указывает на отличие этого выражения от предыдущего):

$$i_k(t) = \frac{U_0}{L} t e^{\rho t}. \quad (3.10)$$

Эта зависимость имеет один максимум в момент времени

$$t_{ek} = -1/\rho = 2L/R. \quad (3.11)$$

Несмотря на формальное отличие в математическом описании, практически последний импульс не отличается от вышеописанного аперриодического, и поэтому здесь нет необходимости заниматься им более подробно.

б) *Колебательный импульс* генерируется при меньшем сопротивлении R , когда выполняется условие

$$\rho^2 < \omega^2. \quad (3.12)$$

Изменение тока в этом случае описывается следующим выражением:

$$i(t) = \frac{U_0}{Ld_1} e^{\rho t} \sin(d_1 t), \quad (3.13)$$

где

$$d_1 = +\sqrt{\omega^2 - \rho^2}. \quad (3.14)$$

Импульс тока имеет форму экспоненциально затухающих синусоидальных колебаний с бесконечно большим числом экстремумов, которые следуют один за другим через одинаковые интервалы времени, равные π/d_1 . Ток периодически изменяет положительное направление на отрицательное и наоборот, максимумы и минимумы чередуются. Положение экстремумов соответствует моментам времени

$$t_e = \frac{1}{d_1} \left[\operatorname{arctg} \left(-\frac{d_1}{\rho} \right) \pm k\pi \right], \quad k = 0, 1, 2, \dots \quad (3.15)$$

Первый максимум появляется в момент времени t_{e1} при $k=0$, следующий экстремум (минимум) — в момент времени $t_{e2} = t_{e1} + \pi/d_1$, аналогично $t_{e3} = t_{e1} + 2\pi/d_1$ и т. д. Первое нулевое значение эта колебательная величина принимает в момент времени

$$t_0 = \pi/d_1. \quad (3.16)$$

Последующие моменты перехода ее через нулевой уровень разделены интервалами, равными t_0 .

Для эффективности дефибрилляции решающее значение имеет первая полуволна; влияние последующего отрицательного отклонения с электрофизиологической точки зрения пока окончательно не выяснено. Последующая часть импульса практически не влияет на эффективность дефибрилляции. Для оценки качества импульса дефибрилляции нужно знать три взаимосвязанных параметра — энергию, приложенную к телу больного, максимальный ток и длительность импульса.

3.2.2. ЭНЕРГИЯ ИМПУЛЬСА ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ

Полная энергия W_C , накопленная конденсатором перед дефибрилляционным разрядом, состоит из энергии W_n , подаваемой на тело больного, т. е. на сопротивление R_n , и энергии, рассеиваемой на сопротивлении R_L катушки индуктивности. Отношение полезной энергии к полной накопленной энергии выражается как

$$\frac{W_n}{W_C} = \frac{R_n}{R_n + R_L}. \quad (3.17)$$

Как следует из этого выражения, для того чтобы достаточная часть энергии воздействовала на тело больного, желательно использовать малые значения сопротивления катушки индуктивности R_L . Это условие противоречит требованию малых размеров и массы катушки индуктивности, так что приходится искать компромиссное решение. Обычно на сопротивлении R_L рассеивается около 20% накопленной энергии W_C .

Изменение во времени энергии импульса можно также выразить математически. Для наиболее часто применяемого импульса в виде затухающего колебания справедливо следующее выражение:

$$W_R(t) = W_C \left\{ 1 - e^{2\rho t} - \left[2 \left(\frac{\rho}{d_1} \right)^2 \sin^2(d_1 t) - \frac{\rho}{d_1} \sin(2d_1 t) \right] e^{2\rho t} \right\}, \quad (3.18)$$

где $W_R(t)$ — энергия, подаваемая на суммарное сопротивление $R_{\Pi} + R_L$ в произвольный момент времени после замыкания переключателя в момент $t=0$.

Первой полуволне соответствует энергия

$$W_{1R} = W_C (1 - e^{2\rho\pi/d_1}), \quad (3.19)$$

для последующей части импульса отношение энергии каждой полуволны к энергии предыдущей полуволны выражается как

$$W_{n+1}/W_n = e^{2\rho\pi/d_1}, \quad (3.20)$$

Энергия каждой полуволны пропорциональна квадрату амплитуды тока, из чего следует, что энергия отдельных полуволн затухающего колебания быстро убывает со временем.

3.2.3. МАКСИМАЛЬНЫЙ ТОК ИМПУЛЬСА ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ

Максимальный (пиковый) ток I_m для аperiodического импульса выражается как

$$I_m = \frac{U_0}{2Ld} \left(\frac{\lambda_2}{\lambda_1} \right)^{\lambda_1/2d} \left(1 - \frac{\lambda_1}{\lambda_2} \right). \quad (3.21)$$

При критическом демпфировании

$$I_m = \frac{U_0}{R} \frac{2}{e} \approx \frac{U_0}{R} 0,736. \quad (3.22)$$

Для колебательного импульса I_m определяется из уравнения (3.13), в которое нужно подставить значение t , соответствующее положению экстремума, т. е. определяемое уравнением (3.15). Для вычисления первого максимума $I_{m1} = I_m$ следует подставить значение $t = t_{e1}$, а для амплитуд последующих полуволн справедливо соотношение

$$\frac{I_{m2}}{I_{m1}} = \frac{I_{m3}}{I_{m2}} = \frac{I_{m4}}{I_{m3}} = \dots = e^{\rho\pi/d_1}, \quad (3.23)$$

показывающее, что в каждой полуволне повторяется форма сигнала в уменьшенном масштабе.

3.2.4. ДЛИТЕЛЬНОСТЬ ИМПУЛЬСА ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ

В качестве длительности колебательного импульса дефибрилляции можно было бы рассматривать длительность его первой полуволны. Однако этот подход невозможно применить к аperiodическим импульсам, и поэтому обычно длительность импульса дефибрилляции t_i определяют как интервал времени между моментом замыкания переключателя и моментом, когда ток импульса уменьшится до $0,1 I_m$.

Расчет длительности импульса t_i по приведенным выше соотношениям требует решения трансцендентных уравнений, причем не удается получить явное выражение для t_i . Поэтому обычно задают значение $0,1 I_m$ и определяют t_i при помощи численного расчета из уравнения

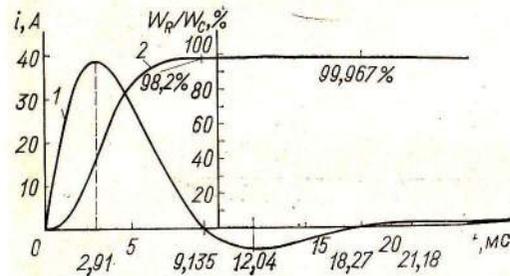


Рис. 3.14. Типичная форма импульса тока дефибрилляции (I) и изменение во времени энергии, передаваемой с конденсатора на сопротивление нагрузки $R = R_{\Pi} + R_L$ (2)

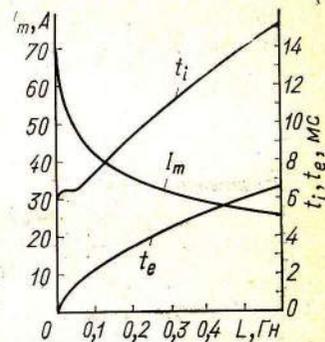


Рис. 3.15. Зависимость максимальной энергии импульса I_m , длительности импульса t_i и расположения максимума тока во времени t_e от индуктивности L ;

Параметры C , R_{Π} и R_L те же, что и на рис. 3.14

(3.9) для аperiodического импульса, из (3.13) для колебательного импульса и из (3.10) в случаях, когда используется критическое демпфирование.

Применение вышеприведенных расчетных соотношений иллюстрируется на рис. 3.14, где представлен импульс тока дефибрилляции, соответствующий следующим значениям параметров: $C = 40$ мкФ, $L = 0,15$ Гн, $R_L = 16$ Ом, $R_{\Pi} = 50$ Ом, $W_C = 400$ Дж (C , L и R_L близки по значениям к параметрам дефибриллятора фирмы «Хирана» типа DCV). В результате расчетов получаем: $R = 66$ Ом, $\omega^2 = 17 \cdot 10^4$ рад²/с², $\rho = -220$ с⁻¹, $\rho^2 = 48\,400$ с⁻², $d_1 = 343,9$ с⁻¹, $\rho^2 < \omega^2$; следовательно, импульс тока имеет колебательную форму. Положение первого максимума соответствует моменту времени $t_{e1} = 2,91$ мс, а первое нулевое значение тока — моменту времени $t_{01} = 9,135$ мс.

Начальное напряжение на конденсаторе U_0 определяется значением энергии W_C :

$$U_0 = \sqrt{2W_C/C}. \quad (3.24)$$

Подстановка в это выражение вышеуказанных значений дает $U_0 = 4472$ В. Изменение во времени части энергии W_R , рассеиваемой на сопротивлении, также представлено на рис. 3.14. При помощи расчета можно показать, что при заданных R , L и C на первую полуволну приходится 98,2%, на вторую 1,76% и на всю остальную часть импульса 0,04% энергии W_C .

Согласно уравнению (3.17) из общей энергии $W_C = 400$ Дж на ткань тела больного передается энергия 303 Дж, в том числе за счет первой полуволны 297 Дж.

Максимальный ток импульса $I_m = 38,48$ А, его длительность $t_i = 8,32$ мс. Характерные точки импульса тока отмечены на рис. 3.14.

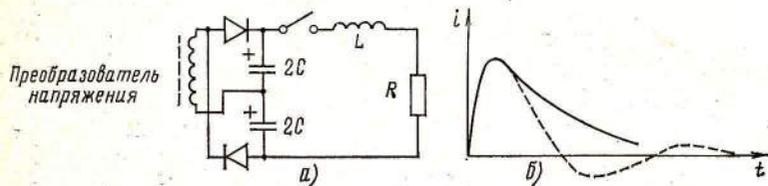


Рис. 3.16. Схема цепи, в которой спад импульса тока формируется при помощи диодов (а), влияние диодов на форму импульса — сплошная кривая (б)

Свойства разрядной цепи с катушкой индуктивности, изображенной на рис. 3.13, выявляются более подробно при помощи нижеследующего расчета.

Для тех значений параметров, которые были заданы в предыдущем примере, рассмотрим влияние изменения индуктивности L на максимальный ток I_m , длительность импульса t_i и момент времени t_0 появления первого максимума тока. Предполагается, что сопротивление R_L остается неизменным, чтобы не изменялась эффективность передачи энергии на нагрузку R_n . Найденные в результате расчета параметры представлены на рис. 3.15; график показывает, что при малых значениях индуктивности круто возрастает максимальный ток I_m . Уменьшение индуктивности, выгодное с точки зрения конструктора прибора, может привести к слишком большим значениям плотности тока, вызывающим повреждение миокарда.

Иной способ формирования импульса дефибриляции (по сравнению со схемой на рис. 3.13) реализуется схемой, изображенной на рис. 3.16, а. Импульс имеет две фазы; в первой он формируется как колебательный (см. рис. 3.14), во второй, завершающей — как аperiodический. Это достигается в результате применения диодов, которые так-

же служат составной частью выходной цепи дефибриллятора. Диоды предотвращают изменение полярности напряжения на конденсаторе, которое должно произойти в колебательной части импульса тока, и переходный процесс завершается как аperiodический, определяемый только значениями R и L . Импульс тока на нагрузке R_n , генерируемый в такой цепи, представлен на рис. 3.16, б. Здесь формируется импульс, вся энергия которого переносится током одного направления. Диоды в выходной цепи должны иметь характеристики, позволяющие им выдерживать большой ток, протекающий через них при дефибриляции. В описанной схеме для накопления энергии можно использовать также электролитические конденсаторы [32].

3.2.5. ТЕХНИЧЕСКАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ СОСТАВНЫХ ЧАСТЕЙ ВЫХОДНОЙ ЦЕПИ ДЕФИБРИЛЛЯТОРА

Конденсатор

Конденсатор предназначен для накопления энергии, используемой при дефибриляционном разряде. Согласно современным требованиям конденсатор должен обеспечивать накопление энергии не меньше 400 Дж при минимальном напряжении 3 кВ. Это определяет емкость конденсатора в несколько десятков микрофард, поскольку энергия, напряжение и емкость связаны уравнением (3.24). Важным требованием к конденсатору также является его способность обеспечить максимальный ток 50—100 А в течение времени 5—10 мс. На практике часто оказывается целесообразным составлять конденсатор из нескольких элементарных конденсаторов, рассчитанных на более низкое напряжение. Например, при использовании удвоителя напряжения в соответствии со схемой на рис. 3.16 требуемая изоляционная прочность вторичной обмотки трансформатора преобразователя и напряжение обратной связи выпрямителя уменьшаются наполовину. Однако при соединении элементарных конденсаторов не удастся уменьшить размеры и массу суммарного конденсатора, так как эти параметры в принципе определяются требованиями к значению накопленной энергии.

Чаще всего применяются конденсаторы, выполненные конструктивно в виде рулона металлизированного диэлектрика (обычно металлизированной бумаги), помещенного в герметизированный металлический корпус с высоковольтными стеклянными или керамическими вводами. Несколько реже используют электролитические конденсаторы. В последнем случае суммарный конденсатор состоит из большого числа элементарных конденсаторов.

Следует отметить, что было испробовано много различных способов накопления электрической энергии для дефибриляционного разряда, например пытались применять вращающийся преобразователь, накапливающий кинетическую энергию. Однако ни один из этих способов не имеет преимуществ по сравнению с применением конденсатора

ни в отношении экономии массы, ни в отношении надежности. Главная проблема заключается в том, что при дефибрилляционном разряде устройство для накопления энергии должно обеспечить приложение к объекту очень большой мощности — несколько сотен киловатт. По-видимому, перспективным является накопление энергии в малой аккумуляторной батарее с высоким напряжением, малой емкостью и малым внутренним сопротивлением; однако такой способ пока еще недостаточно технически разработан.

Катушка индуктивности

Катушка индуктивности является элементом цепи, который оказывает существенное влияние на формирование выходного импульса. Кроме того, она способствует продлению срока службы контактов переключателя, так как задерживает высокое напряжение в момент замыкания и препятствует возникновению токового толчка (см. рис. 3.14).

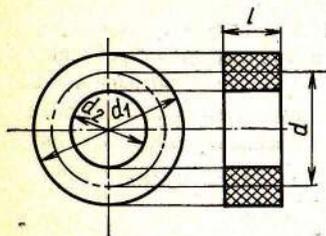


Рис. 3.17. Основные геометрические параметры воздушного дросселя
 $[d = (d_1 + d_2)/2]$

При конструировании катушки индуктивности необходимо учитывать целый ряд требований. Прежде всего, при заданных значениях индуктивности и максимального допустимого сопротивления нужно свести до минимума массу и геометрические размеры (объем). Увеличить индуктивность путем введения ферромагнитного сердечника нельзя, так как во время генерации импульса материал сердечника будет перенасыщаться. Даже при большом воздушном зазоре (шириной около 1 см) магнитная индукция достигает значений 5 Тл и больше, что превышает возможности известных в настоящее время ферромагнитных материалов. Поэтому катушки индуктивности для дефибрилляторов конструируют без сердечника. Индуктивность такой катушки, Гн, имеющей цилиндрическую форму (рис. 3.17), определяется следующим выражением [31]:

$$L = \frac{78,5 \omega^2 d^2 \cdot 10^{-10}}{9d + 9l + 10v}, \quad (3.25)$$

где ω — число витков; d — средний диаметр обмотки; l — длина катушки; v — высота обмотки (линейные размеры — в миллиметрах).

Оптимальные геометрические соотношения, отвечающие требованию минимальной массы катушки, достигаются при следующих значениях параметров [31]:

$$d_{\text{опт}} = 3l, \quad v_{\text{опт}} = 0,9l. \quad (3.26)$$

При этом уравнение (3.25) принимает вид:

$$L = 8,722 \cdot 10^{-10} \omega^2 d_{\text{опт}}. \quad (3.27)$$

Масса, кг, катушки с геометрической формой, близкой к оптимальной, и изготовленной из медной проволоки, приблизительно определяется следующим выражением [31]:

$$G = 0,308 D^4 R_L, \quad (3.28)$$

где D — номинальный диаметр проволоки; R_L — сопротивление, Ом [диаметр обмотки d и число витков ω уже подставлены в уравнение (3.28)].

При заданных значениях индуктивности L и сопротивления R_L номинальный диаметр медной проволоки D , соответствующий минимальной массе катушки, выражается как

$$D = 8,53 \sqrt[8]{L^3 / R_L^5 \varphi}, \quad (3.29)$$

где $\varphi = (D/D')^2$; D' — фактический диаметр проволоки с изоляцией.

Обычно в качестве первого приближения целесообразно использовать значение $\varphi = 0,8$; в дальнейшем оно уточняется для фактически используемых диаметра проволоки и вида изоляции. Средний диаметр обмотки $d_{\text{опт}}$ выражается как

$$d_{\text{опт}} = 52 D \sqrt[3]{DR_L / \varphi}. \quad (3.30)$$

Из (3.27) получается следующее выражение для числа витков ω :

$$\omega = 33\,860 \sqrt{L / d_{\text{опт}}}. \quad (3.31)$$

Пример. Требуется сконструировать катушку индуктивности с минимальной массой и следующими параметрами: $L = 0,15$ Гн, $R_L = 16$ Ом. Последовательно определяем из (3.29) при $\varphi = 0,8$ значение $D = 0,76$ мм, из (3.30) $d_{\text{опт}} = 98$ мм, из (3.31) $\omega = 1324$ витка, из (3.26) размеры $l = 32,7$ мм, $v = 29,4$ мм и из (3.28) массу $G = 1,655$ кг.

Переключатель

Переключатель подсоединяет заряженные конденсаторы к электродам и тем самым замыкает выходную цепь. В разомкнутом состоянии он должен надежно выдерживать напряжение, достигающее 6 кВ, а в замкнутом без повреждения пропускать ток с максимальным значением до 50 А в течение нескольких миллисекунд. Этим требованиям удовлетворить очень трудно, и поэтому переключатели часто реализуют в виде двух последовательно включенных частей, что позволяет вдвое снизить допустимое напряжение на изоляции. В качестве переключателя чаще всего используют электромеханические высоковольтные контакторы и реле (например, вакуумные); для этой цели подходят также газоразрядные лампы. В случае механических контактов выгодно применять выходную цепь с катушкой индуктивности, так как после замыкания ее выходной ток возрастает линейно от нулевого значения, благодаря чему сводится к минимуму обгорание контактов.

Электроды

Дефибрилляционные электроды передают выходной ток прибора на сердце. В зависимости от способа наложения электродов они подразделяются на два вида — для трансторакальной и для прямой (внутренней) дефибрилляции. Электроды этих двух видов различаются между собой по конструкции. Электроды для трансторакальной дефибрилляции обычно снабжены ручкой, расположенной параллельно или перпендикулярно рабочей поверхности электрода, как видно на рис. 3.20 и 3.21. Включение импульса дефибрилляции осуществляется вручную нажатием кнопки на панели прибора либо непосредственно на электроде. Чаще всего кнопки имеются на обоих электродах и включены последовательно, так что для нанесения импульса необходимо нажать обе. Это уменьшает вероятность случайного включения при неосторожном обращении с электродами. Соединительные провода подводятся к кнопке при помощи многожильного кабеля вместе с выходным проводом высокого напряжения. Для удобства размещения кабеля у переносных дефибрилляторов и ускорения манипуляций с электродами целесообразно применять спиральные кабели (см. рис. 3.21). Кабели подсоединяются к прибору при помощи неразъемных или, чаще, многополюсных соединителей.

Площадь контактной поверхности электрода обычно составляет около 70 см². Уменьшение этой площади приводит к тому, что ток дефибрилляции недостаточно равномерно распределяется во всем объеме сердечной ткани, причем увеличение плотности тока на поверхности кожи может причинить ожоги. Материал контактной поверхности электрода должен быть устойчивым против коррозии. Для этой поверхности оказались пригодными нержавеющей стали, никелированная или позолоченная латунь. Эти материалы обладают довольно подходящими характеристиками и для отведения электрокардиограммы, хотя импульс дефибрилляции создаст на них поляризационное напряжение до нескольких вольт.

Электроды для внутренней дефибрилляции чаще всего имеют ложкообразную форму и снабжены длинными ручками, их контактная часть покрыта с наружной стороны слоем изоляции. Внутренняя, рабочая поверхность электрода имеет площадь около 30 см². Обычно на этих электродах не устанавливают кнопки включения разряда, так как их используют в операционных, где манипуляции с дефибриллятором проводят по крайней мере два медицинских работника. Для кабелей внутренних электродов применяют соединители такого же типа, как и для кабелей трансторакальных электродов, так что к одному и тому же дефибриллятору можно подсоединять электроды любого вида из двух, описанных выше. При этом можно использовать отдельные вспомогательные контакты многополюсных соединителей для кодирования сообщения о том, что к дефибриллятору подсоединены внутренние электроды. На основании этого сообщения прибор может автоматически

ограничить энергию импульса (например, до значений 40—50 Дж), чтобы не причинить повреждения сердцу при внутренней дефибрилляции. Для изготовления внутренних электродов используют такие же материалы, как и для трансторакальных.

3.2.6. ЦЕПИ ПИТАНИЯ ДЕФИБРИЛЛЯТОРА

Цепи питания дефибрилляторов различаются в зависимости от источника энергии. В качестве источников могут использоваться электросеть, аккумуляторы, гальванические элементы или другие, не типичные источники, например генератор с ручным приводом.

В соответствии с этим дефибрилляторы подразделяются на две основные группы — сетевые и батарейные.

Сетевые дефибрилляторы

Цепь питания сетевого дефибриллятора обычно состоит из трансформатора с высоковольтной вторичной обмоткой, от которого через высоковольтный выпрямитель заряжается конденсатор выходной цепи. Регулировку высокого напряжения чаще всего осуществляют вручную при помощи регулировочного автотрансформатора, который питает первичную обмотку высоковольтного трансформатора. Напряжение на конденсаторе контролируют по вольтметру на панели дефибриллятора; цепи предварительной автоматической установки напряжения не применяются. Преимуществами описанной системы являются ее принципиальная простота и высокая надежность

Батарейные дефибрилляторы

Цепь питания батарейного дефибриллятора состоит из преобразователя напряжения, который может принадлежать к одному из следующих типов [34, 35]: однотактный блокирующий, однотактный пропускающий, двухтактный.

Активными составными частями преобразователя являются транзисторы или тиристоры, работающие в переключательном режиме. Каждый переключательный элемент реализуется одним или несколькими полупроводниковыми приборами. Чаще всего используют двухтактный преобразователь с двумя транзисторами и однотактный блокирующий преобразователь с одним транзистором.

Однотактный блокирующий преобразователь (рис. 3.18,а) имеет самый высокий КПД (около 80%), который почти не зависит от нагрузки. Недостатком его является то, что он требует применения регулировочной цепи для ограничения выходного напряжения. При повышении напряжения на выходном конденсаторе увеличивается мощность преобразователя и в случае повреждения регулировочной цепи может произойти пробой конденсатора.

Двухтактный преобразователь (рис. 3.18,б) работает в режиме пропускания, т. е. подключает напряжение батареи поочередно к одной из

половин симметричной первичной обмотки трансформатора. На вторичной обмотке возникает высокое напряжение переменного тока, который после выпрямления заряжает конденсатор. Здесь выгодно применить

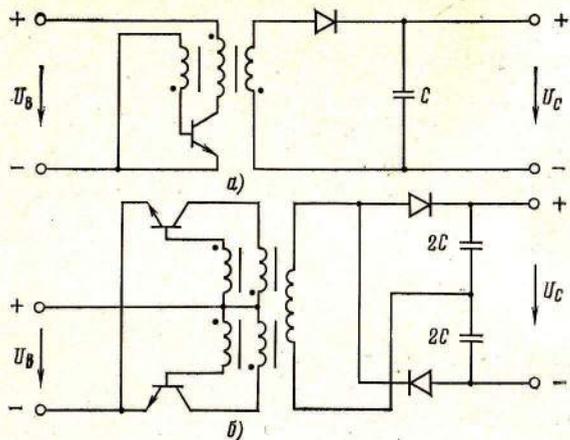


Рис. 3.18. Принципиальные схемы однотактного блокирующего (а) и двухтактного преобразователя напряжения с удвоителем напряжения на выходе (б)

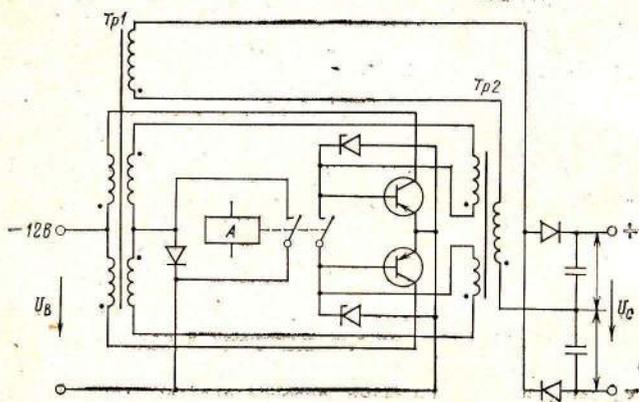


Рис. 3.19. Схема двухтактного пропускающего преобразователя напряжения на транзисторах, применяемого в переносном дефибриляторе фирмы «Хирана» типов BPD 11 А и BPD 11 В

удвоитель напряжения, так как при этом вторичная обмотка может быть рассчитана на вдвое меньшее напряжение, чем при использовании двухполупериодного выпрямителя, соединенного с симметричной вторичной обмоткой. Двухтактный преобразователь имеет малый КПД

только в начале заряда выходного конденсатора, а к концу заряда КПД становится очень большим (около 70%). Поскольку начальный период заряда конденсатора в энергетическом отношении не играет значительной роли, общий КПД при преобразовании энергии оказывается довольно высоким (от 50 до 60%). Двухтактный преобразователь автоматически ограничивает выходное напряжение до значения, определяемого произведением напряжения батареи на коэффициент трансформации.

Рабочая частота преобразователя напряжения любого типа обычно превышает 1 кГц, благодаря чему его трансформатор оказывается существенно меньше по размерам и легче, чем трансформатор такой же мощности, применяемый в сетевом дефибриляторе.

Пример схемы двухтактного преобразователя приведен на рис. 3.19. Преобразователь обеспечивает заряд выходных конденсаторов до суммарного напряжения больше 6,4 кВ ($2 \times 3,2$ кВ), что соответствует энергии 410 Дж, за период времени меньше 10 с. Трансформатор *Tr1* подает высокое напряжение на выпрямитель, дополнительный малый трансформатор *Tr2* создает положительную обратную связь по току, которая повышает напряжение на базах транзисторов при увеличенной нагрузке в начальный период заряда конденсаторов. Начальный ток, отбираемый преобразователем у батареи с напряжением 12 В, составляет приблизительно 10 А. Реле А управляется цепью для автоматической установки выходного напряжения; при помощи его контактов прекращается работа преобразователя, как только выходное напряжение достигает желаемого значения, которое задают переключателем на панели дефибрилятора.

3.2.7. МЕТОДЫ ИНДИКАЦИИ И УСТАНОВКИ ЭНЕРГИИ ИМПУЛЬСА ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ

Знание энергии импульса дефибрилляции необходимо для правильного обращения с дефибрилятором. Нужно выбрать соответствующее значение энергии для каждого данного больного с учетом того, какая дефибрилляция применяется — прямая или непрямая. Большинство существующих дефибрилляторов снабжено вольтметром, который измеряет напряжение на выходном конденсаторе. Шкала вольтметра в соответствии с емкостью конденсатора оцифрована в единицах энергии, т. е. в джоулях или ватт-секундах ($1 \text{ Дж} = 1 \text{ Вт} \cdot \text{с}$). Некоторые приборы имеют для удобства пользователей две шкалы — как для напряжения, так и для энергии, накопленной конденсатором.

Более существенным параметром является энергия, фактически подаваемая на тело больного. Ее можно определить при помощи интегратора, который интегрирует произведение напряжения и тока на электродах за время, соответствующее длительности импульса дефибрилляции [45, 49]. Выходные данные этой измерительной цепи не зависят от полного сопротивления между электродами.

Установку значения энергии осуществляют в соответствии со значением накопленной энергии. В сетевых дефибрилляторах напряжение на конденсаторе чаще всего устанавливается при помощи регулировочного трансформатора. В батарейных дефибрилляторах напряжение на конденсаторе устанавливается в результате прекращения работы преобразователя напряжения, которое осуществляется либо автоматически, либо вручную по показаниям вольтметра [40]. Если необходимо уменьшить накопленную энергию, то конденсатор при помощи специальной кнопки вручную переключают на разряд через сопротивление, установленное в дефибрилляторе. Эту операцию также можно автоматизировать, сконструировав цепь, которая будет устанавливать заданное значение выходного напряжения в определенных допустимых границах сверху и снизу.

3.2.8. КОНТРОЛЬ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОЦЕДУРЫ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ

Прежде всего необходимо установить, имеются ли медицинские показания для дефибрилляции, т. е. определить, действительно ли происходит фибрилляция желудочков сердца, а после нанесения импульса нужно проконтролировать результаты действия импульса, т. е. определить, восстановился ли нормальный сердечный ритм. Обе эти задачи можно решить при помощи электрокардиографа или кардиоскопа. Преимуществом электрокардиографа является возможность документирования данных, преимуществом кардиоскопа — более высокая степень готовности и более низкие требования к обслуживанию. Кардиоскоп может быть встроен в дефибриллятор (рис. 3.20) [39, 40, 42, 44, 45] или сконструирован в виде съемного блока, который можно также применять в качестве отдельного кардиоскопа [43]. Некоторые дефибрилляторы могут быть оборудованы как съемным кардиоскопом, так и электрокардиографом [41]. Электрокардиографический сигнал целесообразно отводить непосредственно от дефибрилляционных электродов, причем вход электрокардиографического усилителя должен быть защищен от действия импульса дефибрилляции. Переносные батарейные дефибрилляторы чаще всего снабжены одноканальным кардиоскопом; в последнее время все чаще применяются кардиоскопы с памятью [43]. Сетевые дефибрилляторы либо используются как автономные приборы, либо входят в состав реанимационного комплекса, однако в обоих случаях совместно с ними в качестве диагностической части оборудования обычно применяется многоканальный электрокардиограф или кардиомонитор.

Кардиоскоп используют также при работе с синхронизированными дефибрилляторами для установки и контроля момента нанесения импульса дефибрилляции. Временная развертка кардиоскопа запускается зубцом *R* электрокардиограммы, и на экране специальной меткой указывается расположение во времени предполагаемого импульса дефибрилляции. При нажатии на кнопки запуска происходит нанесение им-

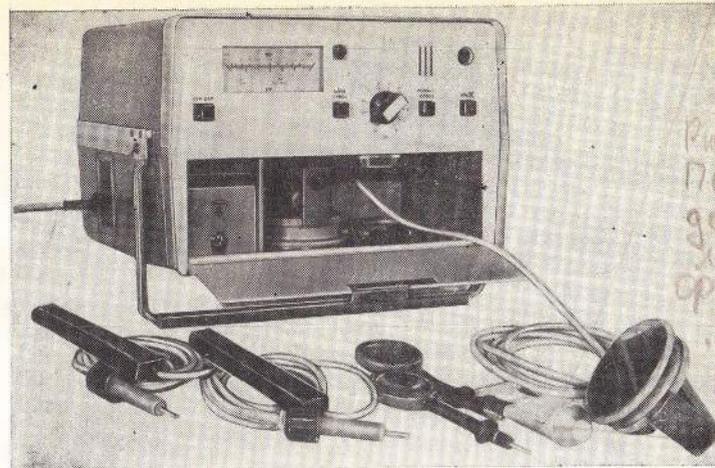


Рис. 3.20. Переносный батарейный дефибриллятор фирмы «Хирана» BPD 11 В:

Перед прибором слева — электроды для прямой дефибрилляции, справа — электрод для трансторакальной дефибрилляции

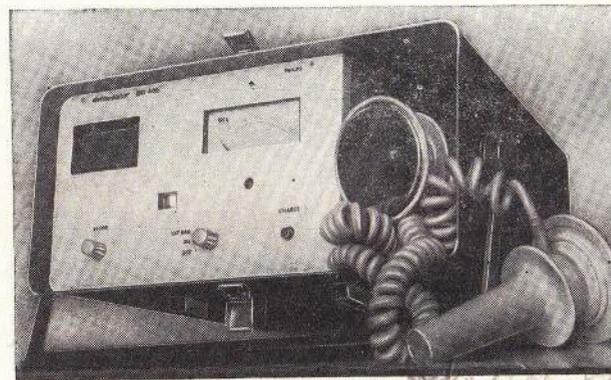


Рис. 3.21. Переносный батарейный дефибриллятор с кардиоскопом фирмы «Филипс» типа BD 400

пульса дефибрилляции с заданной задержкой по отношению к первому обнаруженному зубцу *R*.

В качестве запасного средства диагностики сердечной активности можно применять совместно с дефибриллятором, например, кардиотахометр со звуковой индикацией зубца *R*. Одна простая разновидность

этого метода — звуковое представление электрокардиограммы при помощи амплитудной и частотной модуляции тонального сигнала. Такое устройство предусмотрено в дефибриляторе, изображенном на рис. 3.21.

3.2.9. КОНСТРУКТИВНОЕ ИСПОЛНЕНИЕ ДЕФИБРИЛЯТОРОВ

Дефибрилляторы отличаются от других медицинских приборов прежде всего тем, что в них имеется источник высокого напряжения и большой энергии. Поэтому главным требованием к их конструкции является обеспечение безопасности обслуживающего персонала и больного. Необходимо позаботиться о том, чтобы выдерживались безопасные в отношении пробоев изоляционные расстояния, использовать высококачественные изоляционные материалы и предотвращать возможность опасных соприкосновений с частями прибора.

Сетевые дефибрилляторы должны удовлетворять требованиям безопасности, соответствующим классу II. К приборам для прямой дефибрилляции предъявляются более строгие требования, в частности ток утечки не должен превышать 10 мкА. Поскольку сетевые дефибрилляторы применяются исключительно в клинических учреждениях, для них достаточна обычная устойчивость против воздействия внешней среды. Эти приборы либо являются составной частью реанимационных систем, либо используются как автономная аппаратура, перевозимая на тележке. Поэтому их конструируют без каких-либо особых требований к устойчивости против механических сотрясений (вибраций и ударов) и размещают обычно в металлических корпусах.

Батарейные переносные дефибрилляторы должны удовлетворять требованиям, соответствующим условиям работы скорой помощи. Поэтому их конструкция должна допускать применение прибора в полевых условиях. Внешняя конфигурация прибора должна облегчать его переноску, прибор должен обладать очень высокой устойчивостью против воздействия внешней среды, работать в условиях мороза или жары (например, в автомашине), быть устойчивым против сотрясений и вибраций при транспортировке и случайных падениях. Требования к изоляционным характеристикам должны выполняться в условиях повышенной влажности. Необходимо, чтобы все указанные требования выполнялись при минимальных размерах и массе прибора.

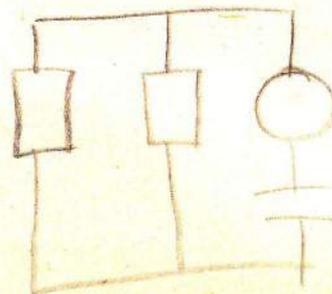
По этим причинам батарейные дефибрилляторы изготавливают с корпусами из пластмасс с высокой механической, климатической и электрической прочностью, например из слоистого стеклопластика. Составные части прибора следует выбирать с учетом всех вышеуказанных требований и, кроме того, большого срока службы и высокой надежности, так как отказ в работе дефибрилятора может поставить под угрозу жизнь больного. Конструирование батарейных дефибрилляторов является очень сложной задачей, для которой до сих пор не найдено вполне удовлетворительного решения.

3.2.10. ПЕРСПЕКТИВЫ И НОВЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ КОНСТРУИРОВАНИЯ ДЕФИБРИЛЯТОРОВ

За последние десять лет сложился определенный стандарт на дефибрилляторы. Эта стандартизация особенно сильно проявилась в характеристиках переносных приборов, которые в настоящее время обычно имеют массу от 15 до 20 кг, энергию на конденсаторе от 300 до 400 Дж и достижимое число дефибрилляционных разрядов от 50 до 100 при использовании никель-кадмиевого аккумулятора. В последнее время удалось добиться снижения массы прибора за счет применения новых составных частей, новых способов накопления энергии, требуемой для дефибрилляции, и новых методов формирования импульса. Дефибриллятор с уменьшенным требуемым числом дефибрилляционных разрядов (около 20) и с формированием импульса в цепи без катушки можно сконструировать так, чтобы он имел массу меньше 5 кг [46, 47].

Дальнейшего повышения технического уровня дефибрилляторов можно достичь при использовании полупроводниковых приборов с высокой степенью интеграции, которые позволяют за счет пренебрежимо малого увеличения массы и потребления тока оснастить дефибриллятор индикационными устройствами для контроля и визуализации технических характеристик дефибрилляции. Из этих устройств особенно полезен индикатор энергии, фактически подаваемой на тело больного при дефибрилляционном разряде [45, 49], а также индикатор максимального тока импульса дефибрилляции.

Одно из наиболее актуальных направлений технического развития в данной области — это сопряжение переносного дефибрилятора с миниатюрным кардиоскопом или электрокардиографом, которые отображают потенциалы действия сердца, отводимые непосредственно дефибрилляционными электродами. При помощи такой аппаратуры можно за кратчайшее время определить необходимость в процедуре дефибрилляции, выполнить эту процедуру и сразу же проконтролировать ее результат. Поэтому в последнее время усилия конструкторов направлены на создание дефибрилляторов, основанных именно на этом принципе, и можно ожидать, что они найдут широкое применение.



ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯТОРЫ НЕРВНО-МЫШЕЧНОЙ СИСТЕМЫ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

4.1. ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ ОБЪЕКТА ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

При разработке аппаратов для электростимуляции скелетной мускулатуры, так же как и для стимуляции других тканей и органов, необходимо знать особенности процессов, протекающих в зоне стимуляционного воздействия, в том числе процессов, связанных с изменением междуэлектродного сопротивления. Последнее, как правило, зависит от множества факторов, рассмотрение которых здесь представляется нам полезным.

1. Сопротивления кожи и подкожных тканей существенно различаются. Участки мышечной ткани, находящейся под биполярными электродами, условно можно считать гомогенными, однако различные органы и части тела нельзя характеризовать одинаковыми значениями удельного сопротивления, так как между далеко расположенными электродами оказываются разнородные ткани и органы. Это важно учитывать при разработке методов электростимуляции, так как целесообразно биполярное наложение пары электродов одного канала электростимулятора на стимулируемую мышцу и нежелательно (даже недопустимо) их разнесение на разные группы мышц и тем более на одноименные мышцы противоположной стороны тела. Продольное сопротивление мышц, например, в звуковом диапазоне частот примерно в 2 раза меньше поперечного [1], что указывает на целесообразность такого наложения электродов, при котором биологический участок электрической цепи замыкается по ходу мышечных волокон и их синоптического аппарата, так как при этом для обеспечения сокращения мышцы нужна меньшая мощность стимулирующих электрических воздействий.

2. Сопротивление междуэлектродной цепи зависит от силы тока. Эта зависимость сходна с соответствующей зависимостью в электролите: чем меньше плотность тока, тем больше сопротивление цепи. Например, нами было установлено, что при частоте синусоидального тока 12 кГц, площади электродов 1 см^2 , междуэлектродном расстоянии 2 см и силе тока 50 мкА сопротивление кожи составляло $312 \pm 14 \text{ Ом}$, а при силе тока 100 мкА — $283 \pm 11 \text{ Ом}$ (исследовано 28 здоровых мужчин).

3. Полное сопротивление Z кожи и лежащих под ней тканей состоит из активного R и реактивного (емкостного) X_c сопротивлений, которые зависят от емкости C . R — это омическое сопротивление кожи и электролитов подкожных тканей, C — сумма емкости клеток ткани и поляризационной емкости, образующейся на границе тканей с различными удельными сопротивлениями. Поэтому при изменении частоты пропускаемого синусоидального тока электрические характеристики исследуемого участка тела человека изменяются. Разность электрических параметров жидких и клеточных фаз организма максимальна на частотах порядка сотен герц [2].

На низких частотах энергия стимулирующих сигналов в основном приходится на кожу, где расположено много различных рецепторов, при раздражении которых у человека появляются ощущения дискомфорта. При повышении частоты увеличивается емкостная проводимость (соответственно изменяется сдвиг по фазе), за счет чего уменьшается падение напряжения на роговом слое кожи и все большая часть энергии приходится на внутренние ткани. Участки поверхности кожи с толстым роговым слоем обладают в норме наибольшим активным сопротивлением и наименьшей емкостью. В 1961 г. опубликованы данные о результатах измерения у 104 здоровых лиц обоего пола полного сопротивления и фазового угла для середины внутренней стороны предплечья в полосе частот 1—20 кГц. Электродами служили два диска из нержавеющей стали диаметром 2 см, расстояние между их центрами составляло 4 см. Полное сопротивление в полосе частот от 1 до 20 кГц снижалось в среднем от 6487 до 507 Ом, составляя $(1882 \pm 468) \text{ Ом}$, при частоте 4 кГц. Фазовый угол при этом уменьшался от 75 до 57° и составлял $73,5 \pm 3,6^\circ$. Удаление рогового слоя кожи снижало полное сопротивление при частоте 4 кГц до $304 \pm 54 \text{ Ом}$ и фазовый угол φ до $10 \pm 1,8^\circ$.

В лаборатории электрофизиологии Киевского НИИ урологии исследованы частотные зависимости составляющих полного сопротивления и величин сдвига по фазе при наложении на кожу средней трети внутренней поверхности предплечья двух жидкостных электродов из непрерывно смачиваемой углеродной ткани (рис. 4.1). Для исследования применялся мост переменного тока Р-568, причем напряжение на электродах составляло 10 мВ. Электроды непрерывно смачивались 0,85%-ным раствором хлористого натрия. Были определены, в частности, следующие параметры на частоте 10 кГц: $R = 160 \pm 14 \text{ Ом}$, $X_c = 314 \pm 12 \text{ Ом}$, $Z = 474 \pm 7 \text{ Ом}$, $\varphi = 32 \pm 4^\circ$ (исследовано 16 лиц мужского пола в возрасте от 18 до 40 лет).

4. Чем больше площадь электродов, тем меньше полное сопротивление кожи и подкожных тканей, так как проводимость растет при увеличении площади поперечного сечения проводника. Для измерений целесообразно применять жидкостные электроды, у которых площадью является поверхность кожи со всеми ее углублениями и выступами, с которыми соприкасается жидкость, налитая в плотно прижатую к ко-

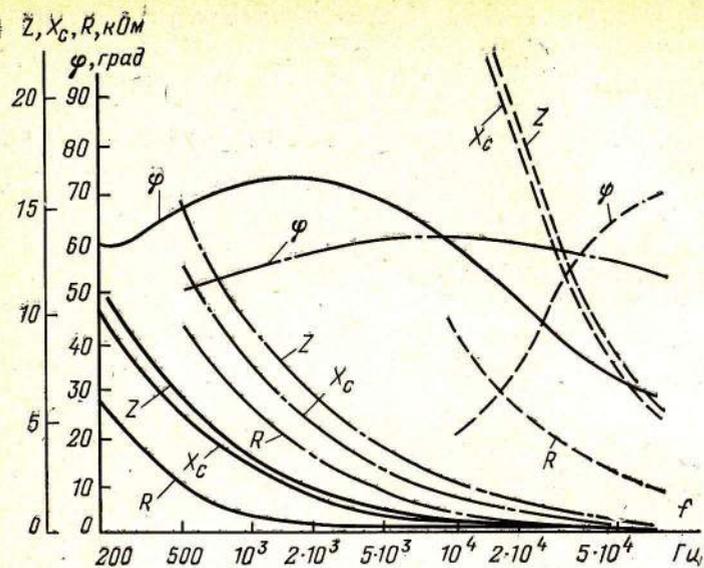


Рис. 4.1. Графики зависимости полного сопротивления Z , его составляющих R , X_c и сдвига по фазе φ для кожи предплечья человека от частоты при площади электродов 10 см^2 (сплошные линии), 1 см^2 (штрихпунктирные линии) и 6 мм^2 (штриховые линии)

же трубку из диэлектрика. Электрический ток подводится к коже через электролит, в который на определенную глубину опущен дисковый электрод, не соприкасающийся с поверхностью кожи. Проводимость кожи при изменении давления на стенки жидкостного электрода стабильна, а у сухого электрода даже небольшие колебания давления вызывают изменения проводимости. Проводимость зависит от расстояния между электродами, наложенными на биологическую ткань. При замыкании электродов, например, посредством влаги пота ток течет преимущественно между электродами над роговым слоем, хотя сопротивление кожи играет роль шунта. Это учитывалось нами при разработке метода управляемой многоканальной электростимуляции (УМЭ).

б. С целью уменьшения электрического сопротивления кожа перед электростимуляцией обрабатывается нетоксичным веществом, растворяющим жир. При обработке кожи спиртом или пастой, состоящей из мелкой пемзы и мыльного крема, оказалось, что при силе постоянного тока 5 мкА ее сопротивление в первом случае составляло 450 , а во втором 10 кОм [3]. Спирт для обработки кожи непригоден, так как наряду с обезжириванием он удаляет влагу из эпидермиса и особенно из протоков потовых желез, в результате чего появляются амплитудные и частотные искажения сигналов. Установлено, что обрабатывать кожу с целью увеличения ее проводимости рационально эф-

ром с последующим применением токопроводящих паст или растворов. Оказалось, что наряду с $0,85\%$ -ным водным раствором хлористого натрия для смачивания электродных прокладок эффективно также применение 1% -ного раствора ацетилхолинхлорида, $0,02\%$ -ного раствора витамина B_{12} (оба препарата разводились бидистиллированной водой). Показано [2], что $5\text{--}10\%$ -ный раствор хлористого натрия обеспечивал наибольшую электропроводность, которая устанавливалась спустя $5\text{--}8$ мин после наложения электродов. В течение этого времени происходило «пропитывание» рогового слоя соевым раствором.

Использование электропроводящих растворов или серийно выпускаемых электродных паст все же не обеспечивает стабильного переходного сопротивления в течение длительного времени. Перспективно применение так называемой эпидактивной системы, состоящей из микрочастиц электропроводящего материала, приклеиваемого к коже. Этот материал может быть соединен с электростимулирующим устройством при помощи различных проводников, например ленточных электродов. Такие пленки могут иметь разные размеры и форму [4]. Идеальная пленка, покрывающая кожу или слизистую оболочку, должна иметь следующие характеристики: не содержать растворителей, раздражающих кожу; быть нетоксичной, гипоаллергичной и гибкой; быть электропроводящей с небольшим сопротивлением; быть пластичной, несмещаемой, с равномерно распределенной концентрацией электропроводящих частиц; сухая пленка должна «дышать», чтобы обеспечить удаление пота. «Недышащая» гидрофобная пленка в течение $3\text{--}5$ дней утрачивает свойство приклеиваться, в связи с чем энергия, необходимая для электростимуляции, увеличивается; пленка должна отделяться при помощи мыла и воды или слабого растворителя (этилового спирта или ацетона).

С целью повышения надежности и длительного сохранения стабильного переходного сопротивления нами было разработано специальное вещество для электродов биологической цепи, содержащее порошкообразный графит с добавлением веретенного масла — контактол.

б. Оптимальной накожной электродной системой является такая система, которая минимизирует изменения полного сопротивления во время движения, хорошо прилегает к поверхности тела, обеспечивая одинаковое полное сопротивление по всей поверхности электрода, причем не имеется точек жжения. Термическое повреждение кожи широко варьируется в зависимости от ее полного сопротивления, значение которого, как уже отмечалось, зависит от способа обработки, а также от площади поверхности электрода, контактирующей с кожей.

Плоские накожные электроды имеют большую собственную поверхность, но площадь контактной поверхности между электродом и кожей зависит от давления, с которым электрод прижимается к коже. Подпружиненные электроды, созданные в СССР, обеспечивают устойчивый контакт с учетом рельефа ткани, деформаций кожи и прочих факторов.

В качестве материала для пластинчатых электродов может быть использован электропроводящий полимер марки 52-361 (фторкаучук СКФ-26, наполненный ацетиленовой сажой). Этот полимер практически негигроскопичен, при стерилизации кипячением и в 70%-ном спирте сохраняет свои свойства. Для круглых электродов пригоден материал, состоящий из графита с добавлением смолы. Удельное объемное сопротивление графитизированной ткани составляет 0,2 Ом·см, полимера 32-361—5 Ом·см, материала на графитовой основе—2 Ом·см [5]. Однако недостатком графитовых электродов является их низкая устойчивость к электрохимическим реакциям, особенно в режимах электролиза [4]. По нашему мнению, помимо электродов на графитовой основе перспективно применение электродов из полимеров, в которых в качестве наполнителя использованы коллоидная платина, золото, никель, титан и его сплавы, а также другие химически инертные металлы, компаунды, содержащие электропроводящие сажи и синтетические смолы.

7. Электрическое сопротивление постепенно снижается, особенно в течение первых 30 мин после наложения электродов на кожу человека. Это надо учитывать при электростимуляции; например, если в начале процедуры напряжение стимулирующего сигнала было установлено в режиме пороговой стимуляции, то в конце ее могут появиться сверхпороговые сокращения мышцы при том же уровне сигнала. Однако при использовании для электростимуляции синусоидального тока низкой частоты (20 Гц) в течение 80 мин наблюдаются лишь медленные флуктуации полного сопротивления [4]. В целом полное сопротивление является функцией частоты и плотности тока, в связи с чем целесообразно проводить оптимизацию — минимизировать мощность, поглощаемую участком электроды — кожа. При наличии основной и гармонических составляющих сигнала большая часть энергии должна поступать к нервно-мышечному аппарату.

8. Имеются топографические различия в электрическом сопротивлении кожи и подкожных тканей: на голове оно меньше, чем на предплечье; на конечностях больше, чем на туловище.

9. Электрическое сопротивление кожи и подкожных тканей человека зависит от температуры окружающего воздуха. С ее понижением кровеносные сосуды кожи сужаются, что приводит к увеличению сопротивления ткани. Например, при резком понижении температуры окружающего воздуха и кожи испытуемого даже после обработки кожи специальной пастой сопротивление увеличивалось при приложении постоянного тока от 10 до 100 кОм [3]. Установлено [70], что при изменении температуры кожи на 20 °С ее проводимость (по переменному току) изменяется нелинейно на 52%. Во избежание этих изменений нами были разработаны электроды с автоматической регулировкой подогрева в пределах 38—43 °С, что позволило существенно уменьшить полное сопротивление кожи под электродами и тем самым снизить мощность сигналов при электростимуляции нервно-мышечного аппарата и

проводить процедуру при практически стабильном переходном сопротивлении системы электроды — кожа — подкожные ткани.

10. На проводимость живой ткани влияют воздействия на органы чувств, различные формы физической и психической деятельности (например, испуг и др.). Измерение проводимости кожи в диапазоне частот 0—100 Гц применяется для регистрации кожно-гальванического рефлекса.

11. Перспективно использование результатов измерений полного сопротивления мышцы для характеристики ее функционального состояния. В частности, саркоплазматический ретикулум участвует в передаче возбуждения от мембраны к сократительным белкам. Можно изучать энергетику процесса передачи возбуждения по саркоплазматическому ретикулуму и связанное с ним явление, основным этапом которого является превращение энергии электрического стимула в энергию, необходимую для выделения ионов кальция — пускового механизма для последующего сокращения мышечных волокон [6].

При сокращении мышцы ее полное сопротивление возрастает, при расслаблении — уменьшается. Осциллограмма этих изменений отражает механические явления в мышце во время ее работы. Проводимость миоплазмы зависит от концентрации свободных ионов внутри мышечного волокна, которая составляет 141,0, а снаружи — 189,9 мг/л. В соответствии с этим удельное сопротивление растворов внутри и снаружи должно различаться в 1,3 раза. Действительно, снаружи раствор имеет сопротивление 98 Ом·см, однако сопротивление миоплазмы составляет не 128 Ом·см, как это следовало бы ожидать, а 158 Ом·см [7]. По-видимому, это обусловлено тем, что часть ионов связана с белками и иными компонентами миоплазмы.

Изложенное выше указывает на наличие нелинейных изменений электрических характеристик кожи и подкожных тканей в зависимости от различных условий. Полное сопротивление различно у людей; иногда оно зависит от топографической области исследуемого участка тела. Изменения проводимости можно использовать как объективный показатель реакции нервно-мышечного аппарата на электростимуляционные воздействия.

4.2. ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ ОБЪЕКТА ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

Характерной особенностью скелетной мышцы, как и всякой живой ткани, является ее возбудимость, проявляющаяся в способности к специфической реакции — сокращению в ответ на раздражение. Мышцы состоят из пучков мышечных волокон. Число мышечных волокон у человека достигает 270 млн.

Обычно мышечные волокна сокращаются тогда, когда к ним приходит сигнал от нервной системы, а именно от α -мотонейронов спинно-

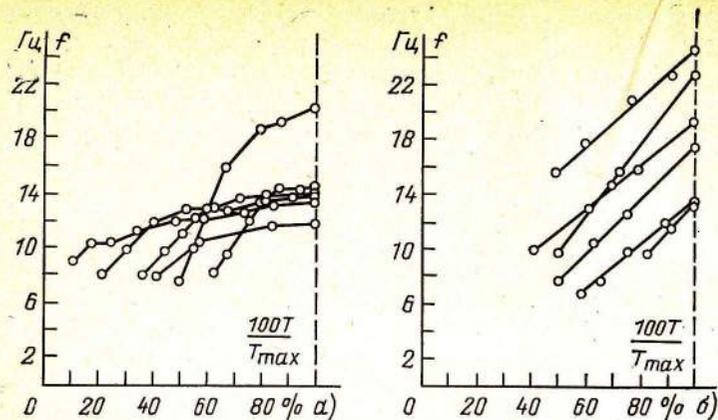


Рис. 4.2. Зависимости между частотой следования импульсов различных ДЕ и относительной величиной изометрического напряжения (в процентах от максимальной) двуглавой мышцы плеча: а — ДЕ с «плато»; б — ДЕ с линейной зависимостью

го мозга. Мотонейрон и его аксон с ответвлениями и иннервируемыми мышечными волокнами называется нейромоторной или двигательной единицей (ДЕ). Каждая мышца иннервируется как тоническими, так и фазическими мотонейронами. Тонические мотонейроны связаны с мышечными волокнами, которые сокращаются медленнее, а фазические — с волокнами, укорочение которых наступает быстрее. Иными словами, быстрые волокна образуют ДЕ, которые дают тетаническое сокращение при более высокой частоте следования импульсов, чем тонические, и развивают большее напряжение. При одной и той же частоте следования электрических сигналов быстрые волокна скорее утомляются. Тонические ДЕ выполняют длительную, не слишком интенсивную работу, а фазические функционируют кратковременно, но развивают большую мощность. Имеется относительно небольшое число ДЕ с промежуточными свойствами.

Установлена зависимость между величиной изометрического напряжения мышцы и частотой импульсов: часть ДЕ имеет «плато», соответствующее насыщению при частоте следования импульсов 11—14 Гц, другие ДЕ показывают почти линейную зависимость изометрического напряжения мышцы от частоты следования импульсов в пределах от 11 до 25 Гц (рис. 4.2).

Единственная мышца, в которой наблюдались ДЕ только с линейной зависимостью частоты от напряжения, — это круговая мышца глаза [8]. Насыщение наступает при разных частотах: в мышцах лица частота насыщения наиболее высокая, в мышцах руки — средняя, а в мышцах ноги — самая низкая. Максимальная частота импульсации ДЕ с линейной зависимостью имеет соответствующие различия. Наиболь-

ший процент тонических ДЕ имеют мышцы ноги, меньший — мышцы руки, наименьший — мышцы головы. В общем ДЕ мышц лица отличаются большей частотой импульсации по сравнению с мышцами руки и ноги.

При изометрическом сокращении постепенно включаются ДЕ с «плато», которые обеспечивают от 0 до 50% максимального напряжения; ДЕ с линейно возрастающей частотой имеют пороги срабатывания, распределенные в диапазоне от 30 до 80% максимального напряжения. Зона от 30 до 50% содержит пороги ДЕ обеих групп, однако ясно, что ДЕ одного типа являются низкороговыми, другого типа — высокороговыми. Чем большее число мышечных волокон иннервируется нервным волокном, тем выше порог срабатывания данной ДЕ; ДЕ с «плато» могут быть активными в течение 30 мин и дольше без признаков утомления. Двигательные единицы с линейно возрастающей частотой при напряжении, близком к максимальному, утомляются через 1—3 с. При меньшем напряжении это время возрастает; имеет место также переключение активности одних ДЕ на другие. При утомлении наблюдается начальное учащение импульсации ДЕ, после чего наступает постепенное ее урежение, затем прекращение. Отсюда следует, что ДЕ обоих типов участвуют как в тонических, так и в фазических реакциях, но одни ДЕ по причине быстрой утомляемости менее пригодны к тонической активности, а другие лишь немного способствуют фазическому сокращению, так как быстро достигают постоянной частоты следования импульсов («плато»)

Итак, ДЕ, импульсация которых изменяется с нарастанием статического изометрического напряжения платообразно, имеют низкий порог, небольшие размеры, равномерную импульсацию, небольшую скорость утомления и малую степень участия в фазических реакциях; это дает основание полагать, что они иннервируются тоническими мотонейронами. Двигательные единицы, у которых частота импульсов нарастает линейно, характеризуются более высоким порогом, большими размерами, быстрым развитием утомления, являются фазическими и иннервируются соответствующими мотонейронами. В быстрых рефлекторных фазических движениях могут принять участие как фазические, так и вовлекающиеся под влиянием растяжения тонические ДЕ, которые на короткий период учащают свою импульсацию над уровнем «плато», но их мгновенная частота остается ниже частоты фазических ДЕ. Несомненно, тонические и фазические ДЕ различаются не только из-за свойств мотонейронов, но также вследствие различной афферентной организации их возбуждения.

Недавно появились работы, результаты которых свидетельствуют о том, что человек может управлять частотой разрядов отдельной ДЕ. Некоторые авторы [9] для этой цели использовали игольчатые электроды, которые вводились в мышцу; при обучении они применили оптическую и звуковую индикацию импульсов ДЕ. Другие авторы [10] изучали ритмику мотонейронов и соответственно ДЕ прямой мышцы

бедра человека при произвольном изометрическом напряжении. Гistogramмы межимпульсных интервалов при частотах импульсации ниже 8—10 Гц были асимметричны (преобладали длинные интервалы), среднеквадратичное отклонение было велико и зависело от среднего интервала, смежные интервалы независимы. При частотах выше 10—13 Гц распределение интервалов приобретало вид нормального, среднеквадратичное отклонение было мало и не зависело от средней длительности интервалов. Между смежными интервалами выявлена отрицательная корреляция. При кратковременном (фазическом) сокращении большинство мотонейронов работало во втором режиме, при длительном — в первом. Переход мотонейронов от первого ко второму режиму происходил тогда, когда при возрастании частоты импульсы начинали возникать на фоне следовой гиперполяризации, которая, по-видимому, обеспечивала ритмичность импульсации (низкую вариабельность интервалов); длительность этой гиперполяризации коррелирует с нижней границей рабочих частот мотонейронов. Это своеобразие частотного кодирования мотонейронами развиваемого усилия принималось во внимание при разработке метода и устройств для УМЭ.

При электростимуляции следует учитывать, что наиболее чувствительны к раздражению двигательные нервные терминали в том месте, где ветви двигательных аксонов утрачивают миелин, так как здесь пороги их возбудимости на порядок ниже, чем мышечных волокон. Нейромоторные бляшки в мышцах расположены в виде выраженных участков или полос. Поэтому такие зоны с наименьшим порогом возбудимости не представляются в виде «двигательных точек», а имеют большую или меньшую протяженность и различную топографию. При исследовании двухсуставных мышц бедра установлен сложный характер распространения потенциалов действия мышечных волокон в участках между смежными зонами двигательных окончаний [11]. При ортодромном раздражении вентрального корешка или нерва в мышце потенциалы действия возникают в смежных зонах двигательных окончаний мышцы после латентного периода, равного разности времен проведения возбуждения по внутримышечным нервам к этим зонам. При прямом электрическом раздражении безнервных участков мышцы потенциал действия мышечных волокон, достигнув зоны двигательных окончаний, возбуждает находящиеся там терминали двигательных аксонов. Возникающий в них антидромный потенциал действия достигает места бифуркации нервных ветвей и по другим веточкам, в ортодромном направлении, возбуждает соприкасающиеся мышечные волокна смежной зоны двигательных окончаний. По-видимому, такой трехступенчатый механизм антидромного возбуждения при прямом электрическом раздражении мышцы обеспечивается последовательным соединением мышечных волокон, принадлежащих одной ДЕ. Эти закономерности распространения раздражения были проверены у здоровых людей на поверхностно расположенных мышцах туловища и конечностей и полностью подтвердились.

Существующие различия в характере внутримышечного распространения возбуждения зависят от архитектоники мышцы и топографии зон двигательных окончаний. Можно выделить четыре основных типа мышц: односуставные с преимущественно параллельным ходом мышечных волокон, идущих от одной точки прикрепления к другой, они имеют одну зону двигательных окончаний, как правило, простирающуюся поперек мышцы; односуставные с веерообразным расположением мышечных волокон, они имеют изогнутую форму зоны двигательных окончаний; двухсуставные перистые; зона двигательных окончаний которых повторяет характер перистости; двухсуставные с последовательным соединением двух или более мышечных волокон соответственно числу соединенных мышечных волокон в мышце имеется две или более зон двигательных окончаний. Условия возникновения и распространения возбуждения в мышцах последнего типа являются наиболее сложными.

Нарушение пропорций скелета сопровождается изменением структуры мышц, в том числе и расположения в них зон двигательных окончаний; это необходимо учитывать при проведении электромиографии и электростимуляции, так как распространение возбуждения в таких мышцах как при произвольном сокращении, так и при электрическом раздражении будет иным. Так как зоны двигательных окончаний являются центрами возникновения не только электрической, но и механической волны, точное знание их структуры важно для выработки дифференциального подхода к назначению электростимуляции в зависимости от места и характера поражения нервно-мышечного аппарата.

В связи с этим рекомендуется накладывать ленточные электроды на кожу перпендикулярно ходу мышечных волокон, в местах расположения двигательных окончаний, где не содержится толстых фасций. Расстояние между электродами должно составлять 2—3 см или больше в зависимости от длины мышцы. Это обеспечивает равномерное возбуждение всех мышечных волокон и без болевых ощущений при небольших токах.

После нанесения однократного порогового или надпорогового электрического раздражения имеются латентный период, фаза сокращения (в среднем длительностью 0,1 с) и фаза расслабления мышцы. Фаза расслабления длится в 3—5 раз дольше, чем фаза сокращения. Интервал от момента нанесения раздражающего электрического стимула на мышцу до момента ее максимального сокращения называется временем сокращения. Если стимулирующие импульсы следуют с таким интервалом, что мышца за этот промежуток времени успевает расслабиться, то чередование фаз сокращения и расслабления сохраняется. При нанесении повторного раздражения до окончания фазы расслабления мышца не успевает расслабиться и остается сокращенной в момент воздействия следующего раздражающего сигнала, в результате чего происходит непрерывное ее укорочение — тетанус. При этом мышца

может сократиться в 3—4 раза больше, чем при одиночном сокращении. Оптимальная частота следования сигналов, вызывающих тетанус, различна для разных мышц. Вызванное сокращение мышцы может длиться дольше и может быть повторено большее число раз, чем при произвольном усилии, т. е. мышцу можно заставить работать больше, чем в естественных условиях; это объясняется тем, что при произвольном напряжении скорее устают нервные центры, а не мышца. При электростимуляции можно активировать все волокна данной мышцы, чего нельзя достигнуть при произвольном напряжении (за исключением некоторых стрессовых состояний).

В условиях земной гравитации кольца миотатических рефлексов, рефлекторная деятельность мозжечка, связанная с перемещением и ускорением движения отдельных частей нашего тела, и деятельность вестибулярного аппарата, реагирующего на изменение равновесия и вращение, позные реакции (вертикальная или горизонтальная ориентация тела), создают непрерывный поток импульсов в нервно-мышечной и других системах по рефлекторным кругам. Они обеспечивают, в частности, тот или иной уровень тонуса скелетных мышц и настройку их рецепторов растяжения на определенный уровень возбудимости. В работе [12] отмечается, что твердость мышц, измеряемая различными миотометрами, лишь частично характеризует их тонус.

Известно, что уровень электроактивности мышцы в покое четко характеризует ее тонус. Из всех параметров в первую очередь следует использовать действующее значение колебаний разности потенциалов, интегрально отражающее тонус мышцы в покое и ее напряжение при произвольном сокращении. Проведенное нами [13] изучение амплитудно-частотного спектра электроактивности в покое и при изометрических сокращениях мышц позволило установить, что активная ширина спектра (полоса частот, охватывающая гармоники, которые содержат 95% энергии всего сигнала) у здоровых испытуемых находится в пределах 20—500 Гц. Если условия, в которых находится мышца, не изменяются в течение определенного периода времени, то можно полагать, что биоэлектрический сигнал представляет собой стационарный случайный процесс, основные параметры которого определяют путем временного усреднения соответствующих величин. При этом в покое и при сокращениях мышц различной силы изменение среднего значения напряжения биоэлектрического сигнала для различных гармонических составляющих характеризуется, как выяснилось, функцией вида $U = K/\omega$, график которой является гиперболой (U — среднее значение напряжения; ω — текущая, непрерывно изменяющаяся частота; K — сила мышечного сокращения). Таким образом, выявлена закономерность, позволяющая по одному измерению при заданном усилии предсказывать амплитудно-частотный спектр биоэлектрических сигналов при различных усилиях, развиваемых мышцей в пределах ее функциональных возможностей. При использовании биоэлектрической активности скелетных мышц для биоуправления достаточно установить полосу пропуска-

ния усилителей биопотенциалов от 25 до 60 Гц — это повысит стабильность системы биоуправления.

Известно, что величина суммарной биоэлектрической активности (интеграл или же среднеквадратичное значение, например, напряжения) практически линейно зависит от силы, развиваемой мышцей. Уровень проинтегрированной электроактивности мышцы A за единицу времени пропорционален ее мощности N , т. е. может быть выражен произведением силы F , развиваемой мышцей, на скорость ее изменения во времени V : $A = kN = kFV$, где k — коэффициент, оцениваемый эмпирически. Эта зависимость имеет универсальный характер [14]. В частности, она позволяет определять (в относительных единицах) энергетические затраты отдельных мышц и мышечных групп при любых движениях человека, при этом сила мышцы возрастает в основном за счет увеличения числа активных ДЕ, а не за счет увеличения их напряжения, поскольку оно имеет верхний предел. Напряжение мышцы создается путем асинхронного возбуждения составляющих ее ДЕ, управляемых центральной нервной системой, потенциалы возбуждения регистрируются в виде электромиограммы. Известно, что при слабом напряжении мышцы основной вклад в электромиограмму вносят поверхностно расположенные мышечные волокна, при сильном — те, которые находятся глубже. У лиц, обладающих высокими показателями объема, силы и тонуса мышц, их напряжения могут быть эффективными при относительно экономной степени возбуждения ДЕ. Амплитуда биопотенциалов мышц ниже у тренированных лиц, чем у нетренированных [15]. Порог электрического возбуждения ниже в области функционально более развитой структуры, например на правой руке человека по сравнению с левой [16].

Поскольку классические методы исследования электровозбудимости общеизвестны, детально не останавливаемся на электрофизиологических параметрах нервно-мышечного аппарата, получаемых этими методами («фарадический» и гальванический токи, реобаза и реобазное отношение, хронаксия и др.). Приведем лишь краткую интерпретацию графиков сила — длительность (рис. 4.3).

Исследователи, изучавшие эту зависимость отмечают, что энергия электрического сигнала, необходимая для порогового сокращения мышцы, при увеличении длительности импульса t_d сначала уменьшается, а затем увеличивается, т. е. имеется экстремум, характеризующий минимум энергии раздражения [17]. Иными словами, существует оптимальная длительность стимулирующего импульса.

В норме нервно-мышечный аппарат чувствителен к импульсам небольшой длительности (левая часть рис. 4.3); денервированная мышца нечувствительна к одиночным стимулам малой длительности, поэтому график сила — длительность на рис. 4.3 смещен вправо. При регенерации нерва повторные исследования показывают сдвиги в левую сторону от нее.

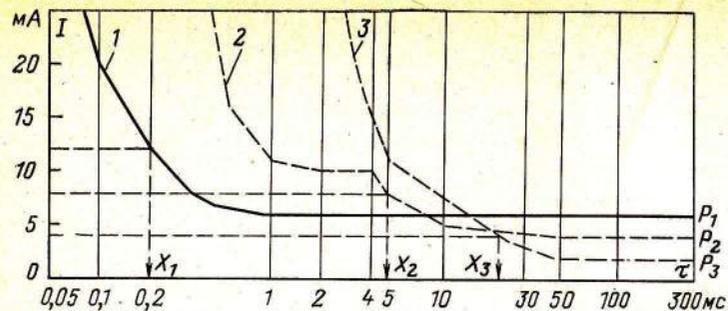


Рис. 4.3. Графики сила — длительность:
1 — в норме; 2 — при денервации мышцы; 3 — при дальнейшем ухудшении функционального состояния денервированной мышцы

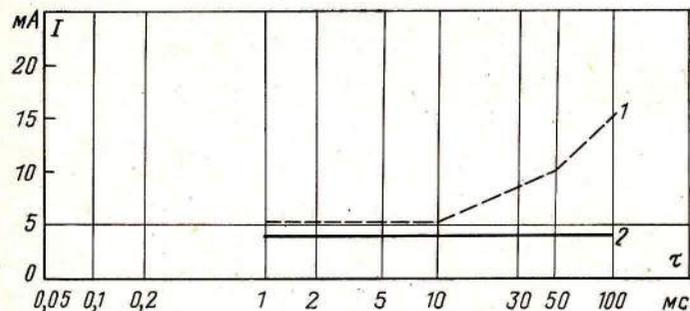


Рис. 4.4. График сила — интервал

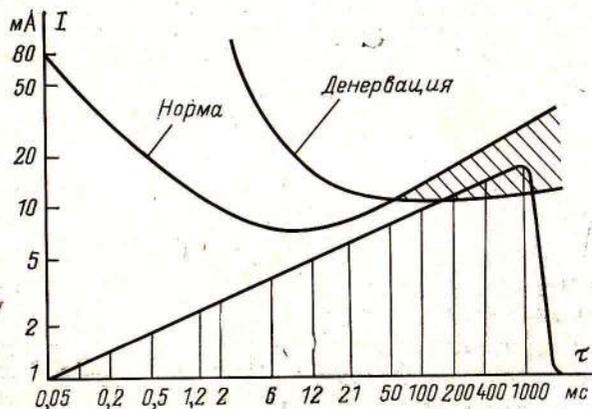


Рис. 4.5. Диагностика возбудимости денервированной мышцы посредством треугольных импульсов

График сила — интервал менее известен (рис. 4.4). Для его построения используют импульсы длительностью 1 мс с минимальным интервалом между ними 1 мс. Амплитуду импульсов увеличивают до появления порогового сокращения мышцы, и это значение откладывают на графике. Затем временной промежуток между импульсами удлиняют до 10, 50 и 100 мс и для этих точек наносят на график амплитуду пороговых импульсов 1. В норме график сила — интервал представляет собой прямую линию 2, так как амплитуда импульсов практически одна и та же. Сокращение денервированной мышцы при удлинении межимпульсного интервала происходит при больших токах, так как отсутствует суммация стимулов.

Для треугольных импульсов удается определить амплитуду и длительность, обеспечивающие избирательное раздражение полностью денервированной мышцы [18]. На рис. 4.5 показан заштрихованный участок, где это возможно. Это треугольная область, которая ограничена кривыми сила — длительность нормальной и денервированной мышц. Как видно из рис. 4.5, денервированная мышца реагирует на сравнительно небольшие токи, в то время как иннервируемая мышца в норме на эти раздражения не отвечает.

Метод амплитудно-временных кривых обобщает предыдущие характеристики. Амплитудно-временная кривая (АВК) представляет собой диаграмму, по оси ординат которой отложена амплитуда I прямоугольного электрического импульса, вызывающего минимальное сокращение мышцы M . Для нервно-мышечного аппарата здорового человека АВК показана на рис. 4.6, а. Левый участок кривой (АМ) монотонно спадает, в то время как участок MB является прямой с постоянной ординатой I_0 (I_0 — реобазис). При патологических изменениях АВК смещается вверх и вправо, как показано на рис. 4.6, а (кривая Б), т. е. для достижения порога возбуждения необходимы большие амплитуды и длительности. При небольших расстройствах могут появляться нарушения плавности АВК. Несмотря на диагностическую ценность, АВК не отражают важное свойство нервно-мышечной системы — аккомодацию, которая может быть изменена еще до того, как это существенно повлияет на форму АВК.

Некоторые авторы [19] рассматривают нервно-мышечный аппарат как биологическую структуру, состоящую из аналоговой и дискретной частей, соединенных последовательно (рис. 4.6, б). Дискретная часть представлена пороговым элементом 2 и управляющим мультивибратором 3 (рис. 4.6, б). Эта часть описывает поведение структуры при подпороговых входных воздействиях. Аналоговую часть 1 можно считать линейной при подпороговых электрических раздражениях. Методика съема АВК состоит в получении динамической (переходной) характеристики звена при помощи входных воздействий в виде импульсов с конечной амплитудой и длительностью. Индикатором является пороговый элемент 2. Оказалось, что АВК представляет собой величину, обратную переходной характеристике звена 1, и имеет форму, показанную на

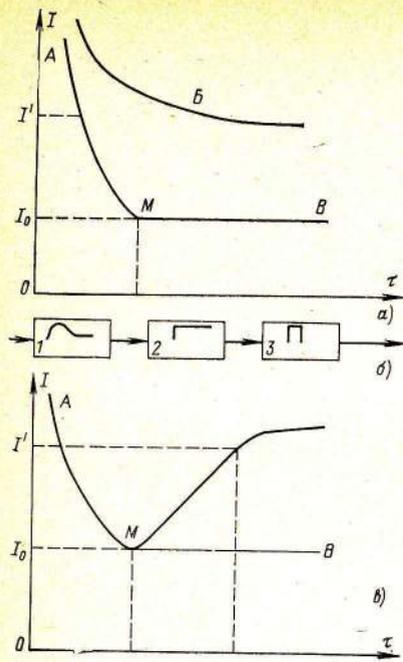


Рис. 4.6. Амплитудно-временная кривая (АВК) возбудимости нервно-мышечного аппарата:
 а — АВК без обработки; б — структурная схема аналого-дискретного преобразователя; в — АВК после обработки; I_0 — реобазиса; I' — удвоенная реобазиса

ют продолжительность латентного периода, М-ответа и его амплитуду в норме и при патологических изменениях. Известно, что вслед за латентным периодом наступает абсолютная рефрактерная фаза. Для нерва и нервно-мышечного синапса мышц она разная. Это обуславливает их различную лабильность, т. е. неодинаковую способность проводить максимальное число импульсов в секунду.

Наибольшей лабильностью обладает нервное волокно, а самой малой — нервно-мышечный синапс. Так, пессимальное торможение возникает в нервно-мышечной бляшке на частотах 100—200, а в нерве 350—600 имп./с. Если раздражение наносится в фазе относительной рефрактерности, то латентный период увеличивается, а амплитуда ответа уменьшается.

Способность нерва, нервно-мышечного синапса и мышцы проводить максимальное число импульсов в секунду зависит от продолжительности латентного периода и фазы абсолютной рефрактерности. По сумме этих временных интервалов и длительности одиночного стимули-

рующего сигнала определяются максимальные частоты, а по длительности латентного периода и всей рефрактерной фазы — минимальные частоты следования стимулирующих импульсов, вызывающих гладкий тетанус. При появлении утомления амплитуда и другие параметры вызванного суммарного моторного потенциала изменяются. Ценные данные дает исследование скорости распространения возбуждения по периферическим нервам, нервно-мышечной передаче и рефлекторного ответа мышцы (Н-рефлекса). В целом электрофизиологические параметры нервно-мышечного аппарата четко характеризуют его функциональное состояние и позволяют определять режимы электростимуляции.

Функциональное состояние нервно-мышечного аппарата может быть детально изучено при помощи стимуляционной электромиографии. В ее основе лежит исследование прямого мышечного ответа, или М-ответа, возникающего при электрическом раздражении периферического нерва вследствие ортодромного распространения возбуждения (в дистальном направлении). М-ответ является суммарным моторным потенциалом; он возникает в результате суммирования потенциалов действия ДЕ, возбужденных почти одновременно. Методика исследования и характеристики М-ответа описаны в соответствующих руководствах. Получаемые данные характеризуют

функциональное состояние и позволяют определять режимы электростимуляции.

4.3. РЕЖИМЫ И МЕХАНИЗМЫ ДЕЙСТВИЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

Сила, скорость сокращения и работоспособность мышц характеризуют функциональное состояние нервно-мышечного аппарата. Сила зависит от толщины мышечных волокон и регуляции мышц, участвующих в движении или усилении, а также от взаимодействия мышц-синергистов и мышц-антагонистов. Прирост силы мышцы максимален при изометрической тренировке, т. е. когда она напрягается, но движения в суставе не происходит; при этом увеличиваются поперечные размеры мышечных волокон. Прирост времени работоспособности (динамическая тренировка) связан с нарастающей двигательной деятельностью; он обусловлен в основном усиленным кровотоком. Здесь играет роль и обучение той или иной функционально-динамической системы двигательного анализатора. Исходя из этого, можно применять один или оба режима (изометрическая и динамическая тренировка).

В зависимости от амплитуды сигналов и порога возбуждения стимулируемой нервно-мышечной структуры различают следующие режимы электростимуляции: подпороговый, пороговый и надпороговый.

Подпороговый режим воздействия не вызывает сокращения мышц, регистрируемого визуально или при помощи датчика. В опытах с подпороговой стимуляцией нервно-мышечного аппарата при выполнении динамической или статической работы нами было обнаружено повышение его работоспособности [20]. При электростимуляции подпороговыми сигналами 5 раз в неделю (длительность процедуры 10 мин) в течение месяца нарастала сила и возбудимость мышц. Анализ данных проводился путем оценки электромиограмм, интегральной электрической активности мышцы и эргограмм. Полученные результаты можно объяснить тем, что эфферентная стимуляция связана со способностью рецепторов (в том числе проприорецепторов) длительно отвечать на раздражение импульсами, в связи с чем через спинальные мотонейроны одноименных сегментов замыкается обратная связь, т. е. возникающая в ответ эфферентная импульсация поддерживает мышечный тонус и трофические процессы на более высоком уровне, чем в покое. Следовательно, стимулирующее воздействие влияет в основном на эф-

ферментную систему. Этот режим целесообразно использовать в клинической практике и в других случаях, сопровождающихся гиподинамией, он может сочетаться с воздействием пороговых и надпороговых стимулов.

Пороговый режим представляет собой такое воздействие, при котором происходит едва регистрируемое сокращение стимулируемой мышцы. Эффект воздействия заключается не только в эфферентной электростимуляции, но и в непосредственном влиянии на нервно-мышечные структуры. Например, применяется так называемый электромассаж, т. е. такая процедура, при которой стимулирующие сигналы вызывают фасцикулярные подергивания мышечных волокон, но вся мышца не напрягается и движения в суставе не происходит. Исследования [21] проводились на группе испытуемых, включавшей 21 чел. обоего пола в возрасте от 20 до 40 лет. Пластинчатые электроды размерами 3×6 см прикрепляли на левом бицепсе. Использовали прямоугольный импульс длительностью 2 мс и паузу 5 мс; общая продолжительность процедуры равнялась 15 мин. Изучали максимальную силу мышцы, соответствующую наибольшей массе, которую может удержать испытуемый при прямоугольном положении плеча по отношению к предплечью. Динамическую силу определяли путем подъема наибольшей массы бицепсом при перемещении предплечья из положения, соответствующего углу 180° в локтевом суставе, до угла 90°. Работоспособность мышцы рассчитывали по нагрузке, составляющей 60% наибольшей массы, и максимально возможному числу перемещений предплечья между углами 180 и 90° при 28 сокращениях в минуту (обратное движение было разгружено). Оказалось, что электромассаж приводит к улучшению рабочих параметров мышцы и может частично заменить двигательную тренировку. При ежедневной электростимуляции в течение трех недель максимальная сила возросла на 17%, динамическая сила на 23%, работоспособность на 93%. Электростимуляция должна проводиться по меньшей мере 3 раза в неделю, так как при этом ее эффективность вдвое выше, чем при двухразовой тренировке.

Надпороговый режим представляет собой такое воздействие, при котором сокращение стимулируемой мышцы больше порогового, при этом оно может иметь различную степень выраженности. Эффект воздействия сходен с достигаемым при пороговом режиме электростимуляции, однако непосредственное влияние на нервно-мышечные структуры оказывается более сильным, четко выражено эфферентное влияние на все уровни двигательного анализатора и целостный организм. Вызванное максимальное сокращение мышцы может поддерживаться дольше и повторяться большее число раз, чем при произвольных усилиях. По сравнению с обычной тренировкой электростимуляция нервно-мышечного аппарата имеет определенные преимущества. Так, при многолетней тренировке спортсмен достигает высокого уровня силового развития, однако отдельные мышечные группы отстают в этом развитии. Вспомогательные упражнения, например с увеличением отягощений,

способствуют росту силы и мышечной массы; вместе с тем степень развития мышечной координации снижается, а сложный координационный навык основного движения не укрепляется, даже расшатывается. Тренировка мышцы ведет к замедлению скорости ее сокращений. При систематической электростимуляции несмотря на увеличение силы максимального сокращения мышцы (в среднем на 20—30% [22]), у здоровых лиц она практически не влияет на координацию движений, а у больных координация улучшается. После 35 дней электростимуляции по часу в день с достижением максимального напряжения прямой мышцы бедра белых крыс установлено [71], что электровозбудимость этой мышцы повысилась на 30%, а работоспособность стала выше контрольной на 70,8% через 1 мин, на 94,8% через 2 мин и на 23,3% через 15 мин. Достигнутый прирост силы даже через 6—7 мес снижался лишь на 13%.

Во избежание замедления скорости сокращения мышцы, подвергающейся электростимуляции, целесообразно применение двух режимов, один из которых обеспечивает получение медленных (тонических) напряжений, а другой позволяет осуществлять быстрые (кинетические) сокращения. Длительность времени сокращений и интервалы между ними должны быть индивидуализированы для каждой мышцы так, чтобы не наступало выраженного утомления.

Было отмечено, что при электростимуляции достигается больший и более быстрый прирост мышечной массы, чем при обычной тренировке [23]. Можно проводить избирательную электростимуляцию наиболее важных мышц или мышечных групп в режиме максимальных сокращений с последующими расслаблениями. Если судить по тону (твердости) мышцы, то во время электростимуляции они развивали напряжение, превышающее максимальное произвольное: тонометр показывал 108% твердости при максимальном произвольном усилии. Использовали следующий режим электростимуляции: 10 с посылка, 50 с пауза, всего 10 посылок. Он обеспечивал практически неизменную величину сокращения мышцы во время посылки, т. е. утомление не наступало; оно появляется при электростимуляции значительно позже, чем при выполнении максимальных произвольных сокращений, при которых утомление наступает раньше в нервных центрах, чем в мышце. С целью тренировки всех частей двигательного анализатора испытуемый, подвергающийся электростимуляции, препятствует движению в суставе, вызываемому более сильной стимулируемой мышцей, за счет произвольного напряжения более слабой мышцы-антагониста и, кроме того, подтягивания эластичными лямками части тела, движущейся в противоположном направлении под влиянием сокращения более сильной мышцы-антагониста.

При электростимуляции здоровых мышц обнаружено увеличение энергетического потенциала мышц и всего организма, повышение активности ферментных систем в мышцах, в других тканях и органах. Это не только усиливает окислительные процессы и повышает устойчивость

мышцы к утомлению, но и стимулирует физико-химические изменения одного из основных энергетических субстратов — гликогена мышц, делая его более доступным для ферментативных воздействий. Установлено, что для увеличения содержания гликогена в мышцах достаточно провести электростимуляцию в течение 3—5 дней (2 раза в день по 3—5 мин). А. В. Паладин и его последователи показали, что в электростимулированной мышце содержание молочной кислоты не увеличивается совсем или же возрастает незначительно, в то время как работа такой же интенсивности вызывает в мышце другой конечности (нестимулированной) резкое увеличение содержания этого вещества. Отсюда следует, что электростимуляция предотвращает накопление молочной кислоты. Двухнедельная электростимуляция (2 раза в день по 30 мин с частотой 30—40 сокращений в минуту) мышц задней конечности кролика приводила к изменению соотношения окислительно-восстановительных фаз. Отмечался подобный сдвиг в симметричных мышцах другой, нестимулированной конечности. В электростимулированных мышцах повышались анаэробное и аэробное окисления. Повышение гликолиза связано с увеличением содержания гликогена в мышцах и активности гликолитической ферментной системы, как и при обычной спортивной тренировке. Масса мышцы увеличилась на 20%, что указывает на существенное изменение объема [24]. Электростимуляция вызывает повышение уровня кальция, натрия, железа, а также миоглобина, который передает кислород, приносимый оксигемоглобином, непосредственно работающим тканям и депонирует его в мышце.

Найдено, что в нестимулированных мышцах утомительная работа вызывала значительный распад АТФ [25]. При такой же нагрузке в предварительно электростимулированной мышце распад АТФ был незначительным, т. е. создавались благоприятные условия для ее ресинтеза. Электростимуляция фарадическим током прямой мышцы бедра кролика на протяжении периода от 3 недель до 3 мес приводила к увеличению содержания РНК на 18% по сравнению с одноименной мышцей другой конечности; количество ДНК не изменилось [26].

В работе [27] длительные нагрузки создавали при помощи электрического тока, вызывавшего 60 сокращений в минуту; длительность стимуляции варьировали от 1 до 20 с. Изменения биохимических показателей зависели не только от функциональной характеристики мышц, но и от режима электростимуляции (скоростные нагрузки или длительные, совершаемые в умеренном темпе). Анаэробный гликолиз и ресинтез АТФ больше увеличивались при скоростных нагрузках, окислительно-восстановительные процессы — при длительных нагрузках. Однако нарастание содержания фосфокреатина, гликогена и увеличение фосфоролитической активности наблюдались также при тренировке с длительными нагрузками, а рост активности дегидраз и каталазы, уровня глутатиона и холестерина — при тренировке на скорость. При систематической электростимуляции отдельных групп мышц происходят положительные биохимические сдвиги в нетренируемых симметричных мышцах,

а также тренируется весь организм, в частности его нервная и гуморальная регуляции. Сходные данные получены и другими авторами [28]. Имеются сообщения и о благоприятном влиянии электростимуляции на центральную нервную систему [29].

Итак, мы рассмотрели некоторые вопросы обмена веществ в мышцах, подвергавшихся электростимуляции, когда синтез белков превышает их распад. Этот обмен типичен для мышц здорового организма при тренировке — приспособлении к повышенному уровню мышечной деятельности. Электростимуляция приводит к увеличению массы мышц, их энергетических резервов и активности ферментных систем, повышению функционального состояния не только стимулируемых нервно-мышечных структур, но и всего организма.

В экспериментах показано, что при различных видах денервации электростимуляция мышц задерживает уменьшение их массы, снижение уровня энергетических резервов, активности ферментных систем и их функциональных возможностей. Работоспособность денервированных мышц, подвергшихся электростимуляции, выше, а утомление при работе наступает позже, чем денервированных, но не стимулированных [30]. Электростимуляция денервированной мышцы значительно увеличивает ее кровоснабжение. Содержание миоглобина в денервированной мышце ниже по сравнению с такой же, но стимулированной. Электростимуляция денервированных мышц приводит к увеличению содержания в них креатина, креатинфосфата, АТФ, гликогена, задерживает изменения в белках, уменьшает снижение активности АТФ-азы, АТФ-креатинфосфатазы и дегидразы [31]. Особенно четко выявляется благоприятное влияние длительной электростимуляции на замедление атрофии. Например, через 3 мес после денервации разница в массе между стимулированной и нестимулированной мышцами составляла 19,5, через 6 мес — 53,5 и через 9 мес — 93,6% [32]. Атрофия после денервации является своеобразной формой атрофии от бездеятельности. Поэтому электростимуляция денервированной мышцы не полностью задерживает ее атрофию. Здесь существенное значение имеют трофические импульсы нервной системы, которые в целостном организме поступают непрерывно на протяжении всей жизни.

Существуют разные мнения о механизме влияния электростимуляции на сосуды. Одни авторы считают, что в основе сосудорасширяющего действия электростимуляции лежит тормозящее влияние на симпатический отдел вегетативной нервной системы [33], о чем свидетельствует осциллографически зарегистрированное расширение сосудов конечностей при электрическом воздействии на область симпатических узлов [34]. Другие полагают, что воздействие на сосуды возможно не только через вегетативные волокна, но и прямым путем по типу аксон-рефлекса [33] или же за счет непосредственного влияния на сосудодвигательные нервы. Сосудорасширяющий эффект возможен также в связи с образованием в тканях активно действующих веществ, в частности гистамина. Возможно, что для получения сосудорасширяющего эффекта

достаточна частота следования сигналов 20—50 Гц [36]. Однако физиологический эффект определяется не только частотой следования импульсов, но также силой тока и длительностью его действия.

В зависимости от функционального состояния возбудимых систем оптимальное число импульсов может изменяться. Рабочая гиперемия тем больше, чем больше сила сокращения мышц [37]. Во время фазы максимального сокращения мышцы происходит полное пережатие сосудов, а при ее расслаблении наступает гиперемия с резким усилением кровотока. Дилатация мышечных капилляров приводит к расширению крупных сосудов стимулируемой области, что сопровождается усилением кровообращения как в мышцах, так и в прилежащих глубоких тканях. Отсюда следует, что при электростимуляции целесообразно чередовать сильные изометрические сокращения с расслаблением мышц. При наличии заболеваний, помимо активной гиперемии, ускоряется лимфоток, выводятся токсические продукты, уменьшается воспаление, устраняется аноксемия тканей, активируется обмен электролитов, восстанавливается нормальная реактивность тканей. Если необходимо воздействовать прицельно на периферические сосуды, то лучший результат получают при электростимуляции регионарных симпатических узлов. Сосудорасширяющий эффект доказан методами капилляроскопии, осциллографии, реографии, артериографии, измерения кожной температуры, определения величины кровотока при помощи радиоизотопов.

Касааясь механизма возникновения болеутоляющего эффекта, следует отметить, что наилучший результат достигается при приложении электрического тока непосредственно в болевых точках. Полагают, что для угнетения болевых ощущений при использовании импульсных токов наиболее приемлема частота следования от 80 до 250 Гц [36]. В отличие от однофазных низкочастотных импульсных токов при воздействии синусоидальными сигналами звукового диапазона блокируется как функционирование рецепторов, так и проведение в чувствительных нервных волокнах, что обеспечивает болеутоляющий эффект. Боль является сложным феноменом. Рецепторы, находящиеся в коже, воспринимают раздражения, вызывающие болевое ощущение. Эта так называемая поверхностная боль передается быстропроводящими А-дельта-волокнами посредством нейронной цепочки до таламуса и достигает коры больших полушарий головного мозга. Медленно проводящие, бедные миелином С-волокна и их чувствительные окончания сигнализируют о нечетко очерченной глубокой боли. Волокна исходят из пограничных симпатических узлов. Поток болевых импульсов на любом участке этих путей может быть прерван при помощи анестетиков, наркотиков или же посредством перерезки. Электростимуляционное воздействие более физиологично, так как оно приводит к возникновению нервных импульсов, генерируемых другими нейронами и угнетающих, а то и полностью блокирующих проведение болевых импульсов. Такой вид торможения, возникающего при возбуждении других афферентных нервных путей, называют «покровным» эффектом. Возникающие при стимуляции нервные

импульсы вследствие пространственной и временной суммации вызывают деполяризацию мембран симпатических клеток, что препятствует проведению болевых импульсов. Иначе говоря, электростимуляция не влияет непосредственно на болевые волокна (для этого нужны другие параметры тока), а оказывает не прямое электротерапевтическое воздействие. Нужно также учитывать общее рефлекторное влияние электростимуляции и психотерапевтическое воздействие проведения самой процедуры.

Механизмы антиспастического влияния электростимуляции при центральных парезах и параличах еще недостаточно ясны. Имеется сообщение о применении тетанизирующих низкочастотных пачек импульсов с целью снижения тонуса спастичной мускулатуры (длительность процедуры 7—15 мин) [38]. У 19 больных с поражением спинного мозга авторы добились снижения спастичности, которое удерживалось в среднем 4 ч (от 0,5 до 24 ч). При использовании синусоидального тока этот эффект длился 8 ч (результат для 8 больных). Другие авторы раздражали антагонисты спастичных мышц и получили положительные результаты, которые трактовали, исходя из учения Шеррингтона о реципрокной иннервации [39]. С 1956 г. у нас также накопилось много наблюдений об эффективности электростимуляции больных со спастическими явлениями. Как правило, на верхних конечностях воздействию подвергались разгибатели пальцев и кистей, а также трехглавая мышца, на нижних — передняя большеберцовая и малоберцовые мышцы. В частности, нами проверена методика, описанная в [38]; в половине наблюдений спастичность уменьшилась также на противоположной, не подвергавшейся лечению стороне тела [40]. Был разработан метод [41], предусматривающий использование двух раздельных, но синхронизированных каналов электростимулятора, каждый с двумя электродами. Раздражение наносят посредством отдельных прямоугольных импульсов длительностью 0,2—0,5 мс и в виде пакета импульсов продолжительностью 0,7—1 с. Между первым и вторым каналами имеется временной сдвиг 0,1—0,3 с.

Раздражаются мышцы-антагонисты с интенсивностью стимуляции, обеспечивающей появление мощных подергиваний мышц. Вследствие возникающего торможения мотонейронов, иннервирующих спастичные мышцы, наступает расслабление мышц, которое удерживается от 24 до 48 ч. При продолжении лечения с двух- или трехдневными интервалами может наступить более длительная релаксация мышц; нередко ослабленные агонисты становятся сильнее. Теоретическая трактовка этого результата лечения, полученного эмпирически, весьма гипотетична. При электрическом раздражении мышц включаются рецепторы напряжения аппарата Гольджи. Афферентные импульсы, поступающие из проприорецепторов, оказывают тормозящее действие на соответствующие антагонисты. Оба влияния обеспечивают возможность более координированных движений и улучшают взаимные соотношения между агонистами и антагонистами. При процедурах электростимуляции

сигналы поступают также в супраспинальные моторные центры, что обеспечивает улучшение выполнения движений (за счет обратной связи). Важную роль здесь играют межнейронные соотношения на спинальном уровне.

Отдельные авторы исследовали возможность уменьшения спастичности при помощи повторной электростимуляции кожных нервов [42]. Стимуляционные электроды располагали по ходу икроножного нерва у наружной лодыжки. Этот нерв чувствительный и происходит из того же сегмента спинного мозга, что и двигательные нервы, иннервирующие изучаемые мышцы. Регистрирующие электроды помещали на расстоянии 2 см один от другого на передней большеберцовой и икроножной мышцах как ипсилатерально, так и контралатерально. Применяли прямоугольные импульсы длительностью 1—20 мс, амплитудой 8—50 В и частотой следования 3—50 Гц; аппарат включался при произвольном сокращении мышцы. На определенном уровне интегрированной электроактивности сокращающейся мышцы прибор подавал пакет импульсов на чувствительный нерв. Если электроактивность снижалась ниже заданного уровня, то электростимулятор автоматически отключался. У 23 здоровых лиц период торможения начинался через 80—110 мс (в среднем 90 мс) и длился от 20 до 85 мс (в среднем 40 мс). Амплитуда стимулирующих импульсов составляла 8—13 В, средняя длительность 10 мс. Чтобы получить торможение одноименной мышцы на противоположной стороне, была необходима амплитуда 50 В, что указывает на высокий порог промежуточных нейронов спинного мозга.

При применении к здоровым лицам режима аутофазной электростимуляции с частотой 9—10 имп./с исчезли все биоэлектрические признаки мышечного сокращения; этому предшествовало увеличение биоэлектрической активности мышцы-антагониста. Испытуемые вновь могли произвольно напрягать мышцы после прекращения стимуляции. Из 12 больных со спастичностью мышц у 11 имелись стойкие контрактуры; при электростимуляции у них появились выраженные боли, поэтому эффект не был достигнут. У одного пациента с гемипарезом и дистонией после аутофазной электростимуляции наступило улучшение. Авторы не дают четкого объяснения механизма торможения, хотя полагают, что имеет место поступление тормозящих импульсов из аппарата Гольджи, антидромное проведение к мотонейронам при электростимуляции и др. Несомненно, что разработанная ими методика нуждается в доработке; более предпочтителен способ лечения спастического состояния мышц, предложенный в работе [41].

Известно, что цикл функционирования нервно-мышечного аппарата состоит из последовательной смены фаз физиологического покоя, деятельности, отдыха и возврата к состоянию покоя, которые характеризуются определенным уровнем энергетических процессов. При переходе от физиологического покоя к деятельности происходит снижение теплообразования, что связано с использованием энергии макроэргов для реализации процессов, переводящих ткань в состояние деятельно-

сти [43]. Максимальная работоспособность (на 3—8% выше исходной) наблюдается при нагрузках, которые выполняются в момент начала снижения температуры кожи после выполнения первой нагрузки [44]. Активный отдых (работа одноименной противоположной мышцы) вызывал более быстрое (на 6—8%) повышение работоспособности на 10—17%.

При проведении процедур электростимуляции целесообразно поддерживать температуру воздуха в пределах 18—22°С. Если температура внешней среды равна 30—40°С, то уменьшается время работоспособности мышц. При работе на велоэргометре в максимальном темпе в конце утомляющих упражнений средняя теплоотдача кожи составляла 45—55 Вт/м² при температуре 10—20°С, однако она равнялась 60—70 Вт/м² при температуре 30—40°С [45]. Другими словами, при выполнении тяжелой работы в теплом помещении значительный системный кровоток в коже уменьшает поступление крови в мышцы, хотя не изменяется объем крови, выбрасываемой сердцем в единицу времени.

Таким образом, при проведении электростимуляции нервно-мышечного аппарата важен рациональный выбор ее режимов и сочетание тонических и кинетических сокращений; это существенно влияет на процессы аэробного и анаэробного гликолиза, на увеличение массы, развитие силы, повышение возбудимости и работоспособности мышц. Электростимуляция увеличивает кровоток в мышцах, оказывает болеутоляющее и противовоспалительное действие, предупреждает возникновение атрофии от бездействия, замедляет ее развитие при денервации, понижает тонус при наличии спастичности, улучшает регенерацию нервов. При систематической стимуляции нервно-мышечного аппарата с использованием даже одноканального электростимулятора происходят положительные биохимические сдвиги и в нетренируемых симметричных мышцах, а также улучшается функциональное состояние всего организма.

4.4. ПАРАМЕТРЫ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИОННОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ И СПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫЕ СТИМУЛЯТОРЫ

Для электростимуляции нервно-мышечного аппарата человека используют различные импульсы, которые условно можно разделить на две группы: импульсы низкой частоты (до 1000 Гц) и импульсы средней частоты (от 1 до 100 кГц).

Параметры импульсов выбираются иногда на основе общих сообщений; нередко их подбирают просто, исходя из субъективных ощущений пациента, подвергающегося воздействию. Исследуются форма, амплитуда (тока или напряжения), длительность, частота следования, а также другие характеристики электростимулирующих импульсов, вы-

зываются, например, пороговое сокращение мышцы, т. е. по каким-либо объективным критериям определяются оптимальные параметры. Какие электрические параметры оказывают эффективное воздействие на ткань и как они изменяются внутри живых тканей, в настоящее время еще окончательно не выяснено. Большую роль при воздействии электрического тока на нервно-мышечный аппарат играет полное сопротивление (активная и реактивная составляющие) кожи, нервов, мышц и других тканей. Этим объясняется высокая эффективность лишь определенной части амплитудно-частотного спектра стимула, а не всего спектра.

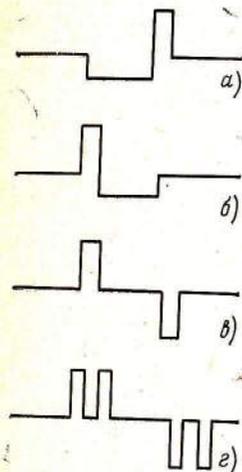


Рис. 4.7. Прямоугольные импульсы с чередующейся полярностью и равной энергией

Здесь возможны два варианта: 1) один высокоамплитудный импульс вызывает сокращение мышцы, а ему предшествует (или следует за ним) низкоамплитудный противоположной полярности, но равной энергии (рис. 4.7, а, б); 2) чередуется полярность одинаковых по своим параметрам прямоугольных импульсов (рис. 4.7, в). Частным случаем может быть чередование полярности парных импульсов (рис. 4.7, г), которые используются для того, чтобы снизить амплитуду стимулов и тем самым уменьшить раздражающее воздействие на рецепторы кожи.

Метод парного раздражения нервных волокон, основанный на суммации возбудимости, позволяет путем посылки двух подпороговых стимулов вызвать потенциал действия. При этом после первого (кондиционирующего) подпорогового раздражения возникает кратковременное повышение возбудимости. По мере уменьшения интервала между двумя подпороговыми стимулами местные изменения возбудимости суммируются и возникает потенциал действия. Время суммации после

нанесения первого раздражения длится до 0,3—0,5 мс. При конструировании электростимуляторов следует предусмотреть, чтобы пары импульсов регулировались по амплитуде, длительности и временному интервалу между ними.

Было показано, что наиболее энергетически выгодной является экспоненциальная форма импульса тока; при прямоугольной форме импульса возбуждение возникает с затратами мощности, превышающими оптимальные на 22% [46]. Для скелетной мускулатуры оптимальная длительность импульса при минимальной энергии раздражения составляет 0,064—1,23 мс [17], что соответствует продолжительности потенциала действия двигательных нервных волокон. Это относится к иннервируемым ими здоровым мышцам или к мышцам, находящимся в спастическом состоянии в результате центральных парезов и параличей. При периферических двигательных нарушениях длительность стимула должна быть большей (до сотен миллисекунд).

В работе [47] сравнивали энергию раздражения с энергией надпорогового тетанического сокращения мышцы, варьируя поочередно частоту, амплитуду и длительность стимулирующих импульсов. Если при этом один из указанных параметров изменялся, а два других оставались постоянными, то можно было получить оптимальные значения частоты, силы и длительности. При этом ответная реакция определялась энергией раздражения. Однако такой подход справедлив лишь до того момента, пока не наступит мышечное утомление, при котором сила сокращения мышц падает при тех же параметрах раздражения. Важным свойством нервно-мышечных структур при раздражении электрическими сигналами является зависимость возбудимости от скорости изменения амплитуды стимулирующего сигнала, т. е. производной du/dt [47]. Известна работа [72], в которой возбуждение W выражается в виде функции ряда характеристик электрического стимула, в число которых входят энергетическая и информационная компоненты, скорость изменения амплитуды и др.:

$$W = f \left[u(t); u'(t); u''(t); \int_0^t u(t) dt \right].$$

Количественное значение каждой из компонент предлагается определять из уравнения $au''(t) + \beta u'(t) + \gamma \int_0^t u(t) dt + \eta u(t) = 1$, где $\alpha, \beta, \gamma, \eta$ — весовые коэффициенты.

Порог болевого ощущения, вызываемого электрическими раздражителями, изменяется в зависимости от формы импульсов, причем его уровень зависит от плотности и места приложения тока. Чтобы исследовать многообразие местных и общих реакций организма на электростимуляцию, недостаточно использовать только прямоугольный импульс. С целью оптимизации формы импульсов нами совместно с В. И. Кий и А. А. Паленко в 1964 г. были испытаны стимулы разной формы

(прямоугольные, синусоидальные, треугольные, трапециевидные, экспоненциальные и колоколообразные) и длительности (от микросекунд до десятков миллисекунд), однофазные и двухфазные с разной длительностью фронта и среза, частотой следования, с амплитудной, частотной и амплитудно-частотной модуляцией, с выходом по напряжению и по току. Было установлено, что в диапазоне частот следования от 1 до 150 Гц наименее болезненны импульсы, которые моделируют форму тока действия нервного волокна, генерируемого в области перехвата Ранвье, продолжительностью 0,7—0,8 мс (длительность фронта 25—100 мкс, среза 600—700 мкс). С увеличением длительности импульса выше 1 мс при воздействии через кожу на нервно-мышечные структуры эти стимулы вызывают у человека дискомфорт при частотах следования 1—20 Гц. Уменьшение длительности стимулирующих импульсов до 0,1—0,2 мс не приводит к возникновению неприятных ощущений, но требует увеличения амплитуды.

Применение низкочастотных импульсов для электростимуляции нервно-мышечных структур дает определенный лечебный эффект. Они обладают сравнительно небольшой мощностью, и путем изменения их параметров можно добиться согласования с лабильностью стимулируемых структур (это не относится к диадинамическим токам). Однако эти процедуры болезненны, так как значительная часть энергии стимулов поглощается поверхностным слоем кожи, что приводит к раздражению рецепторов (ощущается покалывание и жжение).

Целесообразно использование для электростимуляции переменных токов звукового диапазона (2—20 кГц). Уменьшение полного сопротивления поверхностного слоя кожи с повышением частоты переменного тока позволяет более равномерно распределить энергию стимулов между эпидермисом и подкожными тканями. Отмечаются следующие особенности этих токов: 1) специфический механизм возбуждения, связанный с появлением деполяризации у обоих электродов; 2) асинхронное возбуждение волокон, приближающее импульсацию к существующей в естественных условиях; 3) меньшее ветвление токов, позволяющее избирательно стимулировать мышцы; 4) медленное развитие accommodation мышц; 5) преимущественное раздражение током мышц, а не рецепторов кожи, отсюда меньшая болезненность [48]. При этом возможно как блокирование рецепторов, так и проведение возбуждения в чувствительных нервных волокнах. Неприятные ощущения при электростимуляции в основном могут быть связаны с возникающим мощным тетаническим сокращением мышцы.

С 1969 г. нами используется форма импульса, возникающего в перехвате Ранвье нервного волокна, в качестве огибающей для получения радиоимпульсного стимула (несущее колебание — синусоидальный ток с частотой 10 кГц); такой стимул вызывает практически безболезненные сокращения мышц. В зависимости от возбудимости стимулируемых тканей (особенно при периферических двигательных расстройствах) регулируют крутизну фронта и среза импульса [49]. Среди изучен-

ных электрических стимулов, вызывающих безболезненное сокращение мышцы при минимальной энергии, этот импульс оказался оптимальным.

Нами было проведено сравнение мощности различных импульсов, вызывающих пороговое сокращение. Исследование проводилось путем воздействия синусоидальными токами в диапазоне частот от 200 до 15 000 Гц. Было установлено, что на частотах 10 ± 2 кГц болевые ощущения уже минимальны. При применении амплитудной модуляции стимула резко уменьшалась мощность, необходимая для получения сокращения мышцы такой же величины, по сравнению с немодулированными колебаниями. Длительность импульсов составляла 1 мс на уровне 0,1 амплитудного значения, т. е. находилась в пределах оптимальных длительностей, позволяющих получить сокращение мышцы при минимальной энергии раздражения [17]. При сравнении мощности стимулов различной формы, вызывающих пороговое сокращение двуглавой мышцы плеча (частота следования 75 Гц, площадь электродов 15 см^2 , расстояние между электродами 5 см), получены следующие пороговые значения (приведены усредненные данные исследования 12 здоровых лиц): $(7,6 \pm 0,8)$ мВт для прямоугольного видеоимпульса, $(4,0 \pm 1,1)$ мВт для трапециевидного видеоимпульса с длительностью фронта 0,3 мс; $(2,3 \pm 0,5)$ мВт для видеоимпульса с крутым фронтом (25 мкс) и экспоненциальным срезом; $(1,1 \pm 0,3)$ мВт для радиоимпульса с аналогичной предыдущему случаю формой и с несущей частотой 10 кГц. Мощность прямоугольного радиоимпульса составляла $(3,5 \pm 1,8)$ мВт при несущей частоте 1 кГц; $(4,6 \pm 0,7)$ мВт при несущей частоте 5 кГц и $(8,3 \pm 1,2)$ мВт при несущей частоте 10 кГц.

Из изученных стимулов энергетически наиболее выгоден радиоимпульс вида $f(t) = e^{-\alpha t} \sin \omega t$ с крутым фронтом (длительностью 25 мкс), экспоненциальным срезом (975 мкс) и несущей частотой 10 кГц. Этот импульс вызывает минимальные болевые ощущения; по-видимому, это объясняется тем, что каждый период колебания воздействует на рецепторы тогда, когда они еще находятся в рефрактерной фазе, т. е. блокируется возникновение сигналов в рецепторах и проведение в чувствительных нервных волокнах [73].

Временные законы следования импульсов и пауз. Вопрос о частоте повторения импульсов при электростимуляции для каждого конкретного исследования решается методом проб (например, при помощи стимуляционной электромиографии). При электростимуляции мышцы посредством раздражения иннервирующего ее нерва максимальная частота следования сигналов лимитируется лабильностью нервно-мышечного синапса как наиболее инерционной структуры. Нижняя граница частоты следования определяется необходимостью исключения действия предыдущего стимула на последующий. Это позволяет адресовать электростимулирующие сигналы различным структурам. Так, для получения сосудорасширяющего эффекта наносят раздражения с частотой 20—50 Гц [36]; оптимальная частота следования составляет 1—10 Гц для возбуждения симпатических нервов и 25—100 Гц для воз-

буждения парасимпатических; подавление деятельности симпатического отдела достигается при помощи синусоидального тока с частотой 100 Гц, угнетение болевых ощущений — импульсным током с частотой следования от 80 до 250 Гц.

В работе [75] показано, что при электростимуляции прямоугольными импульсами (длительностью 5 мс) локтевого нерва происходит отведение большого пальца кисти, сила которого при фиксированной амплитуде 50 В быстро возрастает с увеличением частоты следования от 5 до 20 Гц, в пределах 40—50 Гц наступает максимум, сохраняющийся до 100 Гц; на более высоких частотах сила сокращения мышцы уменьшается. Отсюда видно, что имеются нижний и верхний пределы частоты следования сигналов при одной и той же амплитуде и длительности импульсов, соответствующих максимальному мышечному усилению. Наличие определенного диапазона оптимальных частот следования связано с функциональными различиями разных ДЕ данной мышцы. Эти же авторы установили, что при увеличении амплитуды сигналов (с длительностью импульса 5 мс и частотой следования 50 Гц) сила сокращения мышцы возрастает (почти линейно) в соответствии с ростом напряжения импульсов и достигает максимума на уровне 50—60 В. Точно так же можно определить и оптимальную длительность электростимулирующих импульсов. Следовательно, оптимальные значения частоты следования, амплитуды и длительности импульсов являются частными случаями обобщенного параметра — энергии раздражения. Длительность пакета импульсов может колебаться от 0,5 (быстрые сокращения мышцы) до 10 с и более (медленные тонические напряжения). Временные интервалы между пакетами и длительности пакетов могут находиться в соотношении 1:1; 1:1,5; 1:2 и т. д. (до 1:10).

Виды модуляции и огибающих. При электростимуляции можно применять различные виды модуляции — амплитудную, частотную и амплитудно-частотную. При амплитудной модуляции уровень сигнала должен нарастать по определенному закону с тем, чтобы постое раздражения наиболее возбудимых толстых миелинизированных нервных волокон (и иннервируемых ими мышечных волокон) в той или иной временной последовательности возбуждались более тонкие нервные волокна. Форма огибающей и ее длительность должны отвечать тем задачам, которые надлежит решить при помощи электростимуляции. При необходимости получить максимальные кратковременные усилия целесообразна форма огибающей в виде трапеции, так как в этом случае при соответствующей амплитуде практически одновременно будут возбуждены все волокна. Медленное тоническое сокращение и расслабленные мышцы могут быть получены при помощи огибающей в виде полусинусоиды, возрастающей в пределах фазы от 0 до 180°. Линейно-нарастающий пологий фронт и крутой срез по экспоненте обеспечивают постепенное развитие сокращения мышцы с последующим быстрым ее расслаблением.

Стандартная форма, одна и та же амплитуда и длительность или одинаковая частота следования импульсов приводят к возникновению в нервно-мышечном аппарате явлений адаптации, снижающей в дальнейшем действие раздражителя. С этими явлениями можно бороться путем изменения длительности, частоты следования и амплитуды сигналов или продолжительности пакетов. С 1968 г. для электростимуляции нервно-мышечного аппарата нами применяется частотная модуляция сигналов. В 1975 г. был создан многоканальный электростимулятор, в котором используется амплитудно-частотная модуляция, причем девиация частоты следования колеблется от 20 до 100 Гц [50]. Теоретически этот диапазон шире — от 1 до 150 Гц; он перекрывает все частоты следования импульсов в различных ДЕ. Сочетание частотной модуляции с амплитудной позволяет при надлежащем уровне сигнала возбуждать практически все мышечные волокна, а также предотвратить развитие явлений адаптации нервно-мышечного аппарата в ходе процедуры электростимуляции.

Длительность и число процедур электростимуляции нервно-мышечного аппарата. В клинической практике длительность процедуры электростимуляции колеблется от 1 до 30 мин, а общий курс лечения включает от 5 до 15 сеансов. Некоторые авторы считают, что воздействие должно быть коротким (2—4 мин), а курс лечения должен состоять из 5—6 сеансов; в противном случае возможно «обратное» действие тока и исчезновение полученного эффекта. С целью проверки этого предположения проводились процедуры [74] длительностью до 18 мин. Отрицательный эффект не наблюдался, однако не было обнаружено и преимуществ процедур такой продолжительности перед более короткими процедурами (6—12 мин). Рядом авторов было показано, что электростимуляция длительностью от 10 мин до 2 ч предотвращает атрофию мышц от бездействия. Кроме того, отдельные исследования показывают, что стимуляция 2 раза в день по 30 мин дает больший эффект, чем каждые 0,5 ч по 5 мин на протяжении рабочего дня [30]. В опытах на кроликах установлено, что при электростимуляции мышц с длительностью процедуры 10 мин, частотой 30 сокращений в минуту и числом сеансов на курс 5, 10 и 18 наиболее оптимальной была электростимуляция на протяжении 5 дней, а при включении двухдневного отдыха после 5 сеансов последующие сеансы (с 6-го по 10-й) дали аналогичные результаты [51]. При этом в мышце повышалось содержание АТФ и креатинфосфата, а потребление кальция саркоплазматическим ретикуломом снижалось. Напротив, электростимуляция в течение 18 дней приводила к снижению АТФ в мышцах. Заметим, что найденный оптимум относится лишь к выбранному авторами режиму электростимуляции.

Наши исследования показали, что длительность процедуры при надпороговых сокращениях мышцы целесообразно дозировать в зависимости от появления явлений утомления. В результате утомления амплитуда сокращений мышцы (или вызванного электрическим стимулом

суммарного моторного потенциала, величины изменения полного сопротивления и др.) снижается. При уменьшении амплитуды механограммы мышцы, например, на 30% по сравнению с первоначальной дальнейшее проведение процедуры электростимуляции нецелесообразно. Чем быстрее наступает утомление, тем короче процедура. Однако при определенных условиях электростимуляции (например, когда она приводит к напряжению мышцы, составляющему 0,2 максимального, при оптимальной частоте следования сигналов) мышца может в течение многих часов поддерживать сократительную деятельность без признаков утомления [52].

Число процедур электростимуляции нервно-мышечного аппарата должно определяться при помощи объективных методов контроля функционального состояния нервно-мышечного аппарата (например, в зависимости от прекращения дальнейшего увеличения силы сокращения мышцы и др.). Вопросы, связанные с выбором объективных критериев для определения длительности процедур и числа их на курс лечения, нуждаются в дальнейшем изучении.

Согласование электростимулятора с объектом воздействия. При электростимуляции нужно учитывать индивидуальные различия полных сопротивлений тканей, сопротивления на участке электрод — ткань в зависимости от качества обработки кожи в местах расположения электродов и их площади, так как важное значение имеет вопрос об отдаче максимальной энергии в объект воздействия. Активная составляющая полного сопротивления тканей определяется концентрацией электролитов, а емкостная составляющая, возникающая на границе раздела различных тканей, зависит от состояния мембран клеток и свойств системы электроды — кожа — подкожные ткани. При электростимуляции через кожу полное сопротивление определяется мощностью $P_{вх}$, отбираемой от генератора: $R_{вх} = U^2 / P_{вх}$. Мощность потерь в диэлектрике определяется выражением $P = U^2 \delta \omega C$, откуда сопротивление, эквивалентное потерям в диэлектрике, равно: $R_d = U^2 / P_d = 1 / 2\pi f \delta C_{вх}$, где f — рабочая частота, δ — угол диэлектрических потерь, $C_{вх}$ — емкость биологической ткани. Величины δ и $C_{вх}$ определяются экспериментально. Если подставим их значения в выражение для R_d , то, изменив частоту, получим значения R_d в функции f . Междоэлектродная емкость имеет поляризационный характер и выражается как $C_{пол} = C(j\omega)^{-\alpha}$, где C — емкость для различных значений частот, которую можно представить в виде $C = C_{пол} e^{-j\alpha}$, где α — постоянная величина и $j = \sqrt{-1}$ а общая емкостная составляющая сопротивления $X_c = 1/\omega C$. В результате преобразования этих соотношений находим $X_c = e^{f/\alpha} / 2\pi f C_{пол}$. Продифференцировав последнее выражение по частоте, получим минимальное значение емкостного сопротивления на частоте $f = \alpha$.

Из-за поляризационных свойств тканей с увеличением частоты уменьшается не только междоэлектродная емкость, но и междоэлектродное сопротивление.

Равенство внутреннего сопротивления генератора и комплексного междоэлектродного сопротивления обеспечило бы оптимальную передачу энергии в нагрузку, так как выполнялось бы условие $dP/dR = 0$ [53]. Некоторые электростимуляторы снабжаются устройствами, регулирующими выходное сопротивление [50]. Однако следует учитывать, что при прохождении переменного тока сопротивление живой ткани уменьшается по нелинейному закону.

Обычно электростимуляторы разрабатывают с таким расчетом, чтобы их выходные каскады работали в режиме либо генератора напряжения, либо генератора тока.

При проведении электростимуляции принято измерять ток, проходящий через объект воздействия, или напряжение на стимуляционных электродах. Однако контроль процедуры электростимуляции по этим параметрам не учитывает такие важные параметры живых тканей, как их полное сопротивление, изменение активной и реактивной составляющих во времени и др. Поэтому получаемые результаты малоинформативны и трудносопоставимы между собой.

В современной практике для электростимуляции нервно-мышечного аппарата используют сигналы, спектр которых лежит в широкой полосе частот, а при проведении процедур электростимуляции амплитудно-временные параметры стимула изменяются в значительных пределах. Так как полное сопротивление живых тканей нелинейно и зависит от частоты воздействия, согласование его с электрическим сопротивлением выходного каскада электростимулятора крайне сложно. Наши исследования показали, что в этих условиях объективная оценка функционального состояния нервно-мышечного аппарата по отношению к динамике электростимуляционных воздействий позволяет контролировать мощности электрических стимулов.

При регистрации вызванного ответа (например, суммарного моторного потенциала), возникшего в результате воздействия электрическими стимулами на нервно-мышечный аппарат, на записи появляются большие артефакты. Они могут частично замаскировать регистрируемый процесс или сделать регистрацию вызванного ответа вообще невозможной. Для уменьшения величины артефактов электростимуляции увеличивают расстояние между раздражающими и отводящими электродами; однако более эффективно создание гальванической развязки выходной цепи электростимулятора от земли. При этом электростимулятор содержит два блока — задающий генератор, который определяет форму и временные соотношения стимулирующих сигналов, и разделительное (изолирующее) устройство, которое передает сигналы стимуляции на электроды и обеспечивает гальваническую и емкостную изоляцию электродов от задающего генератора. В частности, можно считать перспективной гальваническую развязку при помощи трансформаторов с малой паразитной емкостью (с «нейтрализующей» обмоткой) и оптронов с широкой полосой пропускания [54].

На рис. 4.8 приведена структурная схема прибора с изолирующим устройством на высокочастотном трансформаторе; его особенностью является наличие измерителя междуэлектродного сопротивления.

Электростимуляторы нервно-мышечного аппарата. Во всех случаях электростимуляции между управляющим устройством (стимулятором) и управляемым объектом имеется прямая связь, т. е. осуществляется передача энергии от электростимулятора к нервно-мышечным структурам. В зависимости от целей применения электростимуляции различаются как сами электростимуляторы, так и методики воздействия. Рабочая классификация электростимуляторов по их функциональному назначению и техническим решениям приведена на рис. 4.9.

По функциональному назначению можно выделить два класса электростимуляторов нервно-мышечного аппарата: а) предназначенные для электрофизиологических исследований; б) предназначенные для профилактики заболеваний, тренировки и лечения. Возможны варианты конструкций электростимуляторов с отдельными функциональными свойствами, присущими обоим классам.

Электростимуляторы электрофизиологического назначения могут быть подразделены на два подкласса: используемые для определения различных характеристик электровозбудимости (реобазы, хронаксии, порога аккомодации, кривых сила — длительность, сила — интервал и др.) и используемые для получения и регистрации биоэлектрического ответа нервно-мышечного аппарата на электрический стимул (стимуляционная электромиография). Для определения электровозбудимости нервно-мышечного аппарата наиболее часто применяют прямоугольные и пилообразные импульсы. Особенностью соответствующих электростимуляторов является возможность точной количественной оценки параметров стимулов. Поэтому к таким устройствам предъявляются высокие метрологические требования по измерению амплитуды, длительности и частоты следования импульсов. В качестве иллюстрации в табл. 4.1 приведены основные параметры электростимуляторов для физиологических исследований, выпускаемых различными фирмами.

При стимуляционной электромиографии регистрируется биоэлектрический ответ нервно-мышечного аппарата на электрическое раздражение. Величины стимулов составляют десятки вольт, а М-ответ — единицы или десятки милливольт. При этом между электростимулятором и регистратором возникает связь через паразитные емкости, что приводит к искажению биоэлектрического ответа. Наиболее эффективным средством борьбы с артефактами стимуляции является применение метода радиочастотной связи электростимулятора с биологическим объектом. Управляющими видеоимпульсами модулируют по амплитуде колебания высокочастотного генератора (с частотой 0,3—15 МГц); полученный радиоимпульсный сигнал через высокочастотный малоёмкостный трансформатор, детектор и фильтр посылают на объект стимуляции. В результате этого на выходе возникают видеоимпульсы, соответствующие по параметрам управляющим импульсам, но развязанные трансформато-

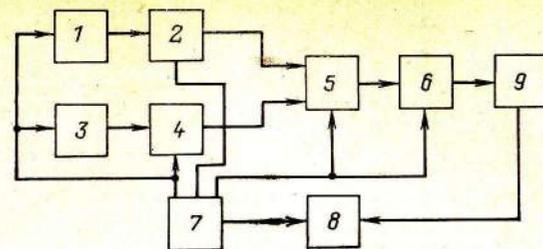


Рис. 4.8. Структурная схема электростимулятора с изолирующим устройством:

1 — задающий генератор импульсов заполнения; 2 — формирующее устройство; 3 — задающий генератор пачек; 4 — формирующее устройство; 5 — логическое устройство; 6 — изолирующее устройство; 7 — автономный источник питания; 8 — измеритель междуэлектродного сопротивления; 9 — объект стимуляции

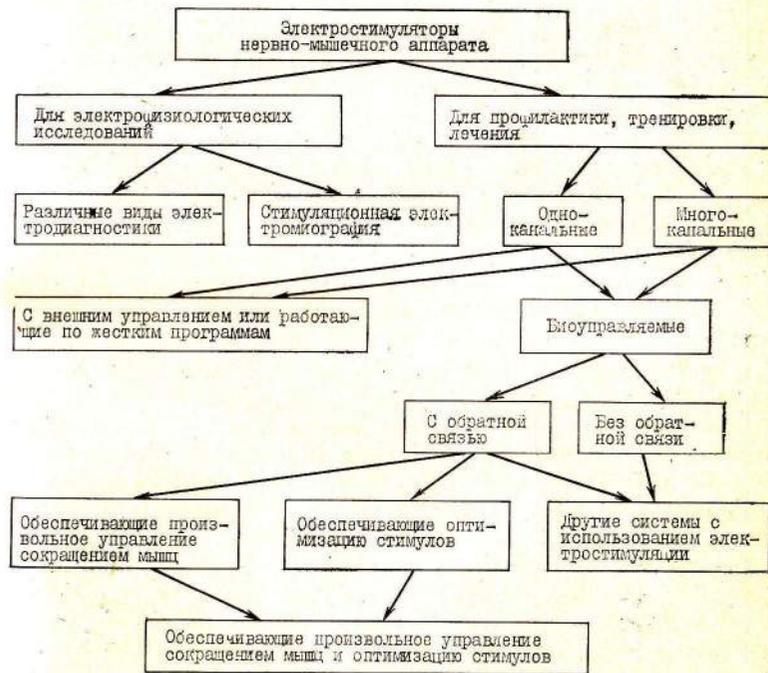


Рис. 4.9. Классификация электростимуляторов нервно-мышечного аппарата

Таблица 4.1. Электростимуляторы для электрофизиологических исследований

Основные характеристики	Страна, фирма, модель					
	ГДР, модель Tur-RS20	ФРГ, Hugo Sachs Electronik, модель T	ВНР, модель ST-21	Англия, CF Palmer, модель 418/8128	СССР, электронейростимулятор тор ЭНС-01	СССР, электростимулятор ЭС-50-1
Форма стимулирующих импульсов Параметры стимулирующих импульсов: частота следования, Гц длительность, мс максимальная амплитуда: В мА задержка, мс Параметры серий стимулирующих импульсов: длительность серии, с длительность интервала между сериями, с Габариты, мм Масса, кг	Прямоугольные, треугольные, трапецевидные $10^{-1}-10^4$ $10^{-2}-1,0$ 100 10^{-10}^2 $10^{-3}-10$	— $2 \cdot 10^{-2}-10^4$ $10^{-2}-10^4$ 200 $10^{-2}-10^4$ $1,0-10^2$ $5 \cdot 10^{-2}-2,0$ 100 $5 \cdot 10^{-2}-5 \cdot 10$ $5 \cdot 10^{-2}-1,0$ $2,0-1,2 \cdot 10^3$ $540 \times 210 \times 300$ 15	Прямоугольные $1,0-10^2$ $5 \cdot 10^{-2}-2,0$ 100 $5 \cdot 10^{-2}-5 \cdot 10$ $5 \cdot 10^{-2}-1,0$ $330 \times 260 \times 210$ 8	— $2 \cdot 10^{-2}-5 \cdot 10^2$ $5 \cdot 10^{-2}-5 \cdot 10^2$ 100 $0-10^2; 0-10^2$ Регулируется внешним генератором То же $480 \times 300 \times 320$	Прямоугольные и пилообразные $10^{-1}-10^4$ $10^{-2}-10^4$ 100 200 $10^{-2}-10^4$ $10^{-1}-10^2$ $480 \times 300 \times 320$	Количество импульсов в серии регулируется от 1 до 99 $490 \times 175 \times 485$

ром относительно основной схемы электростимулятора. Такие устройства называют изолирующими; их используют как в отдельных электростимуляторах, так и в стимуляторах, входящих в состав электромиографов. В последнем случае обеспечивается синхронизация работы электростимулятора с системой регистрации, причем развертка луча опережает появление артефакта, т. е. отражения стимула на записи. Это дает возможность регистрировать начало электрического воздействия и латентное время ответа. Система регистрации запускается от синхроимпульса, который предшествует стимулу и передается по специальной цепи к электромиографу. Задержка между синхроимпульсом и стимулом устанавливается автоматически или вручную. Полное сопротивление нагрузки (электроды — кожа) должно быть равно (или меньше) полному сопротивлению выходного трансформатора. Современные электростимуляторы (см. табл. 4.1) могут работать в нескольких режимах (с различными уровнями выходных напряжений, токов и сопротивлений). Для некоторых исследований используют двухканальные электростимуляторы с независимыми входами, генерирующими импульсы с различными параметрами и изменяющимися временными интервалами. С их помощью определяют разность скоростей проведения возбуждения по наиболее быстро и наиболее медленно проводящим двигательным волокнам периферического нерва.

Электростимуляторы, предназначенные для профилактики, тренировки и лечения, по своим техническим решениям делятся на одно- и многоканальные, имеющие ручное управление и биоуправляемые. Наиболее распространены одноканальные аппараты с ручным управлением (табл. 4.2). Управление параметрами стимулов и режимами электростимуляции осуществляется врачом, медсестрой или же самим пациентом. Стимулятор работает по жестким программам или в полуавтоматическом режиме (как, например, стимулятор чехословацкого производства LSN-110). Наряду с общим терапевтическим применением аппарат LSN-110 может быть использован для восстановления стереотипа походки при помощи стимуляции малоберцового нерва. Аппарат включается путем нажатия на кнопку, помещенную в специальной стельке обуви пациента. Импульсы поступают к электродам, укрепленным в подколенной впадине. В результате осуществляется сокращение мышц передней голенной группы и тыльное сгибание стопы.

Для выявления параметров стимулирующих воздействий, близких к оптимальным, в первую очередь необходимо учесть следующее. Из рассмотрения спектральных характеристик видеоимпульсов видно, что основная часть их энергии сосредоточена вблизи нулевой частоты. Так как поверхностный слой кожи обладает значительным сопротивлением для токов низкой частоты, применение видеоимпульсов для электростимуляции приводит к раздражению кожных рецепторов и вызывает у пациента ощущение жжения и покалывания под электродами. С ростом частоты переменного тока сопротивление кожи уменьшается в большей мере, чем сопротивление мышечной ткани, в связи с чем энергия

Таблица 4.2. Электростимуляторы скелетной мускулатуры, используемые для профилактики, тренировки и лечения

Основные характеристики	Страна, модель			
	СССР, ЭМС-02	СССР, «Бион-5»*	СССР, ЭМС-30	ЧССР, LSN-110
Число каналов	2	2	1	1
Форма стимулирующих импульсов	Экспоненциальные модулированные по частоте и амплитуде	Экспоненциальные модулированные по частоте и амплитуде	Синусоидальные	—
Параметры стимулирующих импульсов:				
частота следования, Гц	40—120	20—150	2500	50—100
несущая частота, кГц	—	10	—	—
длительность, мс	1,0	1,0	—	0,3
максимальная амплитуда, В, при сопротивлении нагрузки, подключённой к выходу электростимулятора	35 ($R_{нагр} = 2 \text{ кОм}$)	100 ($R_{нагр} = 50 \text{ Ом}$)	30	50 ($R_{нагр} = 1 \text{ кОм}$)
Длительность единичной серии стимулирующих импульсов, с	1,0—2,0	0,5—10,0	1; 2; 5; 10	0,3—1,2
Период следования серий, с	2,0—4,0	1,0—20,0	4; 7; 15; 60	—
Габариты, мм	220×110×80	270×190×130	270×190×130	—

стимула распределяется между ними равномерно. Однако применение непрерывного синусоидального тока повышенных частот звукового диапазона нефизиологично из-за значительного возрастания энергии. Существует область частот, в которой требуется меньшая пороговая энергия стимула. Такой минимум энергии, вызывающий пороговое сокращение мышц при электростимуляции через кожу, обнаружен нами на частоте 1 кГц, хотя при этом еще имеют место выраженные болевые ощущения, которые значительно уменьшаются с ростом частоты синусоидального тока; на частоте (10 ± 2) кГц они минимальны [76]. Выраженность болевых ощущений мы определяли при помощи вопросника [55].

Для одной и той же величины сокращения мышцы при амплитудной модуляции требуется меньшая мощность стимула по сравнению с немодулированными колебаниями. При выборе формы огибающей нами были использованы следующие импульсы: прямоугольные, колоколообразные, трапециевидные, треугольные, с крутым фронтом и пологим (по экспоненте) срезом, с пологим фронтом и крутым срезом и др. При частоте 1 кГц и длительности импульса 1 мс используется только один период синусоидального колебания; болевые рецепторы отвечают на него серией импульсов, поступающих по афферентным путям в центральную нервную систему. Использование стимула в виде радиоимпульса с частотой несущего синусоидального колебания 10 кГц и длительностью 1 мс (10 периодов) приводит к тому, что каждый период колебания воздействует на рецепторы, находящиеся в фазе абсолютной рефрактерности; в результате этого блокируется возникновение возбуждения в рецепторах и проведение в чувствительных нервных волокнах. При сравнении прямоугольного и трапециевидного видеоимпульсов (длительность 1 мс на уровне 0,1 амплитудного значения, частота следования 75 имп./с, площадь электродов 15 см², расстояние между электродами 5 см), видеоимпульса с крутым фронтом (25 мкс) и экспоненциальным срезом (975 мкс) с соответствующими им радиоимпульсами (несущая частота 10 кГц) оказалось, что наименьшая мощность, при которой возникало пороговое сокращение бицепса, была у радиоимпульса с крутым фронтом и экспоненциальным срезом. Такой радиоимпульс был использован в качестве стимула в разработанном нами электростимуляторе «Бион-2», структурная схема которого показана на рис. 4.10 [49].

Аппарат осуществляет посылки стимулов с плавным нарастанием амплитуды в течение 0,5 с. Длительность посылок и пауз плавно регулируется в пределах от 1 до 20 с. Блок контроля и индикации позволяет измерять мощность стимулов и обеспечивает световую и звуковую индикацию посылок и пауз. Выбор мощности стимулов в качестве контролируемого выходного параметра позволил сделать измерения более информативными, сопоставимыми между собой и независимыми от режима работы выходного каскада электростимулятора [56]. Эксплуатация электростимулятора в клинике подтвердила, что стимул в виде ра-

диоимпульса с несущей частотой 10 кГц, имеющего крутой фронт и экспоненциальный спад, т. е. сходного с импульсом, возникающим в перехвате Ранвье двигательного нервного волокна, отвечает таким критериям, как минимальная энергия стимула при пороговом сокращении мышцы в сочетании с минимальными болевыми ощущениями.

На основании этих результатов был разработан портативный электростимулятор «Бион-3», структурная схема которого приведена на рис. 4.11. Наличие преобразователя 1 обеспечивает электронное управление частотой следования стимулов, необходимое для их согласования с лабильностью нервно-мышечных структур. Управление осуществляется путем изменения частоты стимулов до получения гладкого тетануса. Связь между блоком управления 5 и входом преобразователя 1

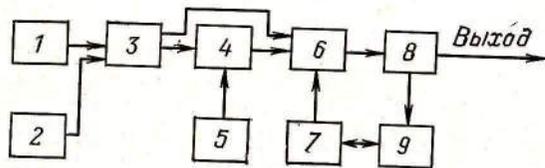


Рис. 4.10. Структурная схема электростимулятора «Бион-2»:

1 — генератор стимулирующих импульсов; 2 — генератор синусоидальных модулирующих импульсов; 3 — блок коммутации; 4 — модулятор; 5 — генератор несущих колебаний (10 кГц); 6 — аналоговый ключ; 7 — блок управления; 8 — выходной усилитель мощности; 9 — блок контроля и индикации

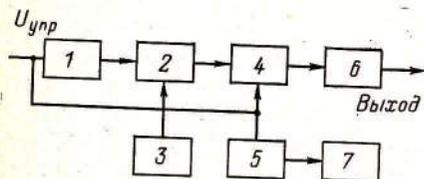


Рис. 4.11. Структурная схема электростимулятора «Бион-3»:

1 — преобразователь напряжение — частота следования импульсов; 2 — генератор несущих колебаний (10 кГц); 3 — модулятор; 4 — балансный модулятор; 5 — блок управления; 6 — выходной усилитель мощности; 7 — блок индикации

позволяет одновременно с амплитудной модуляцией в пределах посылок стимулов осуществлять частотную модуляцию для исключения адаптации двигательных единиц. Преобразователь 1 является управляемым блокинг-генератором с предварительным усилителем тока срабатывания. В качестве времязадающей цепочки в блокинг-генераторе использованы емкость конденсатора и сопротивление эмиттерного повторителя. Частота импульсов блокинг-генератора обратно пропорциональна сопротивлению времязадающей цепочки, т. е. эквивалентному сопротивлению эмиттерного повторителя, которое, в свою очередь, обратно пропорционально напряжению на базе транзистора. В итоге получена линейная зависимость частоты импульсов блокинг-генератора от напряжения на входе преобразователя 1. Генератор несущих колебаний 2 (с частотой 10 кГц) и модулятор 3 выполнены на одном тран-

зисторе по схеме LC-генератора с модуляцией по цепи базы. Балансный модулятор 4 выполнен на оптоэлектронном преобразователе. Блок управления 5 состоит из мультивибратора на полевых транзисторах с интегрирующими цепями на выходе. Выходной усилитель мощности 6 представляет собой бестрансформаторную схему на высоковольтных транзисторах, которая работает в режиме генератора напряжения. Блок индикации 7 изготовлен в виде красно-зеленого табло, по свечению которого судят о длительности и интенсивности стимула (красный цвет) и продолжительности паузы (зеленый цвет). Электростимулятор выполнен по II классу защиты от поражения электрическим током и предназначен для эксплуатации без защитного заземления; предусмотрена блокировка напряжения питающей сети при замене предохранителя.

Многоканальные электростимуляторы, работающие по жестким программам, появились недавно, и поэтому накопленный опыт их конструирования невелик. Считается целесообразным создание устройств [50], в которых вырабатывается импульсный сигнал запуска стимуляции, общий для всех каналов; интервал его следования во времени определяет единичный цикл. Этот импульс поступает на отдельные для каждого канала узлы задержки. Распределяя во времени импульсы запуска, устанавливают начало зон воздействия в каждом канале, т. е. при помощи узлов задержек формируют фазовую структуру многих сигналов. Задержанные импульсы запускают генераторы, которые вырабатывают стимулы, регулируемые по форме огибающих (последние определяют длительность зон воздействия и закон изменения последовательности стимулирующих импульсов внутри зон). Импульсы подаются на входы многоканального блока электростимуляции с гальванически развязанными выходами. В реальном устройстве используются раздельная и совместная амплитудная и частотная модуляции стимулирующих импульсов. В каждом канале устанавливаются различные параметры импульсов (длительность, форма, период следования) в зависимости от функционального состояния стимулируемой мышцы, определяемого, например, по данным стимуляционной электромиографии. Был создан программируемый многоканальный стимулятор (ПМС), в последних модификациях которого предусмотрена регулировка сопротивления выходных каскадов для согласования их с полным сопротивлением тканей, находящихся под электродами. В реальных условиях осуществить такое согласование трудно из-за значительной ширины спектра стимулирующего сигнала и различной степени нелинейности полного сопротивления кожи, зависящей от частоты тока, температуры и других факторов, на которых мы детально останавливались выше. Для этого нужно дополнительно иметь специальное устройство. Исходную структуру многоканального сигнала можно задавать произвольно и корректировать его по результату воздействия (рис. 4.12).

В 1967—1969 гг. были разработаны модификации прибора: 4-канальная (ПМС-1), 8-канальная (ПМС-2) и 10-канальная (ПМС-2М).

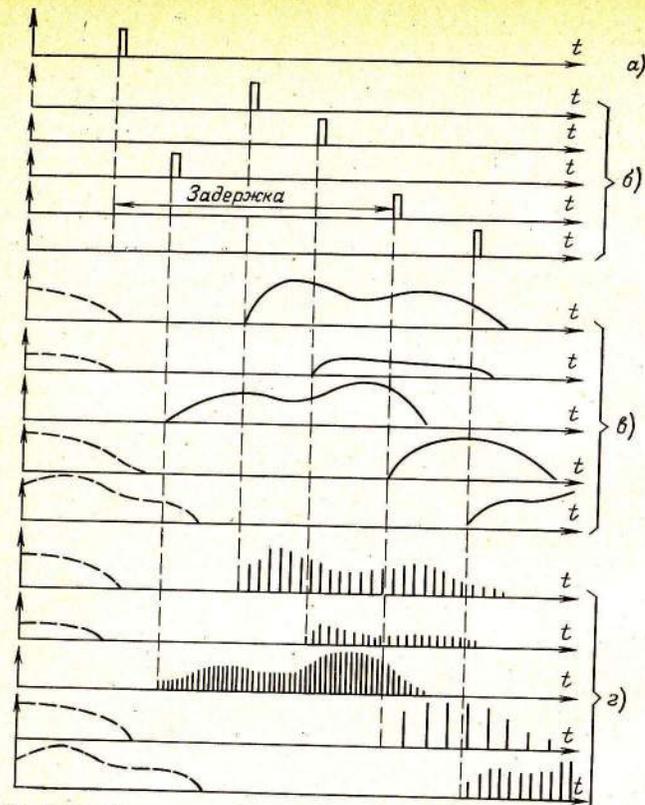


Рис. 4.12. Формирование структуры сигнала многоканального электростимулятора:
 а — импульс запуска стимуляции; б — начало зон воздействия на каждом канале; в — управляющие сигналы; г — выходные сигналы

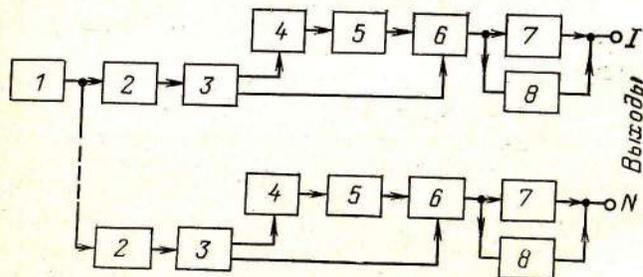


Рис. 4.13. Структурная схема программируемого многоканального электростимулятора:

1 — генератор запускающих импульсов; 2 — блок задержки; 3 — генератор функций; 4 — генератор стимулирующих импульсов; 5 — преобразователь формы стимулирующих импульсов; 6 — модулятор амплитуды; 7 — выходной каскад; 8 — регулятор выходного сопротивления

Масса приборов не более 3 кг; их питание осуществляется от сети или от источника постоянного тока напряжением 9 В. Используется такая же форма видеопульсов, как и в приборе «Бион-1». Амплитуда тока регулируется плавно в пределах от 0 до 70 мА. Период модулирующего сигнала (цикл сокращения — расслабление) равен 1, 2, 3, 4 или 5 с. Половина каналов может работать в непрерывном режиме. Глубина амплитудной модуляции 80%, фаза между модулирующими сигналами двух подгрупп регулируется плавно в пределах от 20 до 180°. На рис. 4.13 приведена структурная схема, поясняющая работу прибора.

Многоканальный электростимулятор «Тонус», созданный на основе разработок нашего коллектива, успешно выдержал испытания в космическом полете двух экипажей орбитальной станции «Салют-4» в 1975 г. [76]. Воздействие на человека осуществляется по программам, которые имитируют работу мышц-антагонистов при выполнении произвольных движений; учитываются анатомо-физиологические особенности мышц. На рис. 4.14 приведена схема наложения электродов при управляемой многоканальной электростимуляции основных групп мышц.

Биоуправляемые электростимуляторы нервно-мышечного аппарата без обратной связи начали создавать лишь в последние 15—20 лет. В этой быстро развивающейся области еще много нерешенных проблем. В первой модели был использован усилитель биопотенциалов с чувствительностью на входе 1 мкВ, регулируемым напряжением на выходе 0—70 В (сила тока не более 1 мА), полосой усиливаемых частот от 1 до 3000 Гц [57]. Между входным и выходным каскадами находится набор емкостных фильтров, позволяющих регулировать полосу пропускания по нижним и верхним частотам. Для устранения технических помех испытуемого помещали в экранирующую камеру.

В 1962 г. был создан биоэлектростимулятор «Стимул», позволяющий отводить биопотенциалы без помещения человека в камеру. Он состоит из следующих блоков: входного и выходного усилителей, устройства прямого и обратного преобразования спектра, устройств магнитной записи, индикации и контроля. Чувствительность прибора 10 мкВ, полоса усиливаемых частот от 10 Гц до 9 кГц. Электроды при помощи эк-

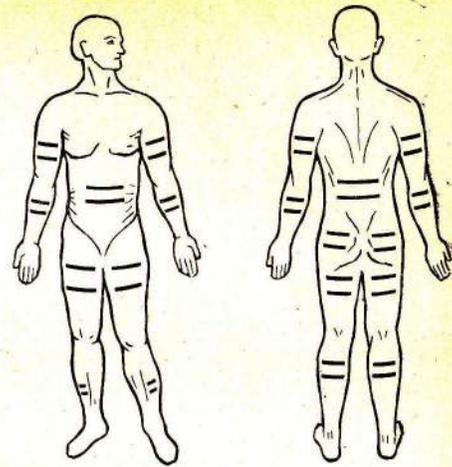


Рис. 4.14. Схема наложения электродов при управляемой многоканальной электростимуляции

ранированных проводов соединяют со входом усилителя биопотенциалов. Испытуемому (реципиенту) накладывают электроды на участки тела, аналогичные тем, с которых биопотенциалы отводятся у донора. После включения прибора донор производит активное движение в суставе, сокращая соответствующие мышцы. Биопотенциалы отводятся и усиливаются, а затем воздействуют на одноименную нервно-мышечную структуру реципиента; у последнего происходит сокращение мышцы и движение в суставе, причем ему можно навязать различный ритм. Такой же физиологический эффект можно получить при отведении усиленных колебаний биопотенциалов во время сокращения мышц лица, живота, промежности и других участков тела.

Во втором варианте методики колебания биопотенциалов, отведенные от нервно-мышечного аппарата человека, записываются на магнитную ленту, а при проведении электростимуляции воспроизводятся специальным магнитофоном и дополнительно усиливаются. Параметры тока на выходе прибора такие же, как и в первом варианте. Для выполнения сложных движений, например поочередного сгибания и разгибания различных пальцев руки, необходима многоканальная система усилителей биопотенциалов, которая позволяет отвести биоэлектрические сигналы с каждой мышцы, усилить их и послать реципиенту или же после регистрации, например, на магнитной ленте вновь воспроизвести их для испытуемого. Более физиологичный эффект получен при помощи множественных электродов, позволяющих отводить сигналы от каждой поверхностно расположенной ДЕ.

Как известно, если человек проделывает движение в суставе мысленно, то и тогда слабые сигналы управления поступают через все этажи функционально-динамической системы, вплоть до эффектора (мышцы). Благодаря значительному усилению биопотенциалов (чувствительность входа усилителя 1 мкВ) нам удалось еще в 1960 г. реализовать в этих условиях (при идеомоторных актах) двигательную функцию у испытуемых [76]. Например, реципиенту мысленно навязывалось от донора сгибание предплечья на заданный угол (30, 90° и т. д.). Позднее усиленные биопотенциалы для электростимуляции нервно-мышечных структур применяли другие авторы [58].

Нами разработаны два варианта управления работой электростимулятора (или других устройств) при помощи биоэлектрической активности мышц. В первом случае в системе биоэлектростимуляции не имеется обратной связи (кроме визуальной) между электростимулятором и стимулируемой мышцей, во втором такая связь вводится, что делает систему более гибкой, так как в устройство поступает информация о реакции нервно-мышечной структуры на электрический раздражитель.

В 1965 г. нами был разработан 12-канальный электростимулятор серии «Бион» без обратной связи, позволяющий учитывать взаимоотношения между произвольными двигательными актами. Это устройство можно использовать в качестве электростимулятора с биоэлектрическим управлением и без такого управления. Работа прибора в режиме

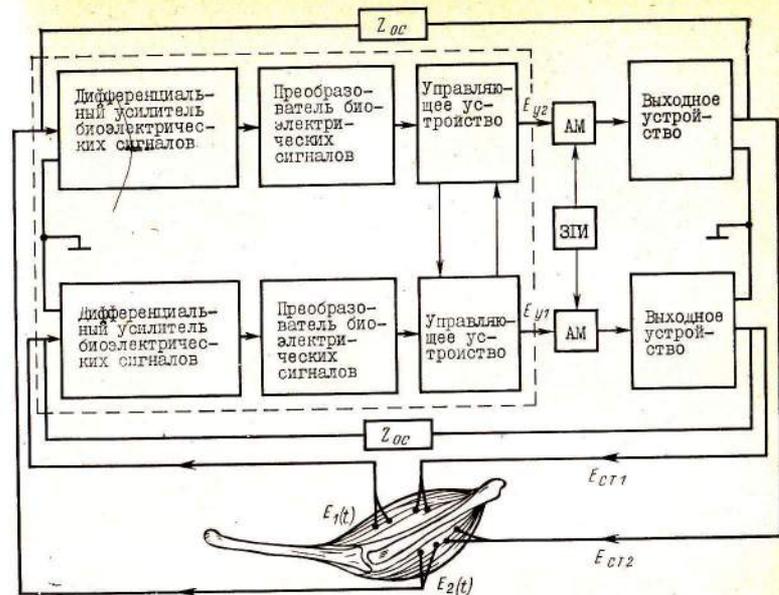


Рис. 4.15. Функциональная схема одного блока прибора «Бион-1»

биоуправления основана либо на непосредственном использовании биопотенциалов донора, либо на использовании сигналов, предварительно зарегистрированных на магнитной ленте. Возможно также управление от специальной приставки, формирующей управляющий сигнал с автономной программой. Частотная характеристика дифференциального усилителя обеспечивает усиление сигнала в следующих диапазонах: широкая полоса — от 3,5 до 11 000 Гц; узкая полоса — от 20 до 11 000 Гц. Максимальная (пороговая) чувствительность прибора не менее 5 мкВ. Амплитуда стимулирующих импульсов регулируется в пределах от 0 до 70 В автоматически (в режиме биоуправления) или вручную. Частота следования импульсов регулируется плавно (в пределах от 20 до 140 Гц. В режиме одиночных импульсов (определение реобазы) амплитуда выходного сигнала регулируется в пределах от 0 до 70 В. Прибор имеет выходы для регистрации электромиограммы на магнитной ленте, шлейфовом или электронном осциллографе. Питание прибора осуществляется от сети переменного тока или от автономных источников, входящих в комплект прибора. Масса двухканального блока прибора 3,5 кг.

На рис. 4.15 приведена функциональная схема одного блока электростимулятора «Бион-1»; остальные блоки аналогичны. При помощи поверхностных электродов электрические сигналы $E_1(t)$ и $E_2(t)$ отводятся от мышц-антагонистов на вход дифференциальных усилителей

Биопотенциалов следящей системы; здесь они усиливаются, детектируются, фильтруются. На выходах системы формируются управляющие сигналы E_{y1} и E_{y2} . При $E_1 > E_2$ формируется только сигнал E_{y1} , в противном случае — только сигнал E_{y2} . Эти сигналы поступают на амплитудные модуляторы AM и модулируют импульсы задающего генератора $ЗГН$. В выходных устройствах формируются импульсы стимуляции $E_{ст1}$ и $E_{ст2}$, которые по форме моделируют ток действия, генерируемый перехватом Ранвье нервного волокна. Частота их следования регулируется в пределах от 20 до 140 Гц. Управляющая приставка имеет два выхода: она генерирует огибающие трапецевидной формы для амплитудной модуляции стимулирующих импульсов с регулируемым относительным сдвигом во времени. Длительность огибающих 0,5—2,0 с, частота следования 0,3—0,5 Гц, временной сдвиг одной огибающей по отношению к другой 0,5—3,0 с.

Приставка к прибору «Бион-1» может обеспечивать работу его каналов в непрерывном режиме и в режиме с амплитудной модуляцией. В последнем случае каналы разделяются на две или большее число групп с регулируемым сдвигом фаз. Воздействие может осуществляться по программам, имитирующим работу мышц во время ходьбы, бега и др.

Имеются публикации [59] об использовании для управления электростимулятором сигналов электрической активности передней большеберцовой мышцы здоровой конечности. Ее биотоки после усиления, обработки и временной задержки осуществляли включение прибора в соответствующей фазе шага пораженной ноги.

В Югославии, США, Нидерландах, Англии, Швеции разработаны функциональные перонеальные протезы, один из вариантов которых показан на рис. 4.16. В каблучке обуви смонтирован ключ S , включающий радиопередатчик T , смонтированный там же. Сигнал от радиопередатчика, поступающий на радиоприемник R , включает трехканальный электростимулятор, причем каждый канал (S_1, S_2, S_3) начинает работать с определенным временным сдвигом ($\tau_{11}, \tau_{21}, \tau_{31}$); различны также длительности ($\tau_{12}, \tau_{22}, \tau_{32}$) электрических стимулов, поступающих на мышцы через электроды E_1, E_2, E_3 . Временные задержки, длительности пакетов импульсов и амплитуды стимулов регулируются в широких пределах и устанавливаются индивидуально [59]. При пользовании протезом необходимо ежедневно прикреплять электроды к мышцам конечности.

У больных с гемиплегией и параплегией проводят ежедневную электростимуляцию мышц, обеспечивающих ходьбу (малоберцовых, четырехглавой бедра, сгибательной голени или икроножной).

Известно, что функции одноименных мышц у разных людей сходны, и в физиологических пределах соотношение между силой и скоростью сокращения мышцы, с одной стороны, и параметрами биоэлектростимулятора — с другой, является почти линейным, т. е. сила, развиваемая управляемой мышцей, пропорциональна силе управляющей

мышцы. Движения в суставах рук более сложны, чем в суставах ног. При биоэлектростимуляции наблюдается [60] разгибание пальцев и кисти, хват пальцами в сочетании со сгибанием в локтевом суставе, а нередко и другие ответы со стороны стимулируемых мышц; эти ответы можно связать со смещением электродов при повторных сокращениях, изменением сопротивления кожи, утомлением мышц и т. д. Подобные явления часто отмечаются при применении многоканальной биоэлектростимуляции без обратной связи, т. е. когда в устройстве не имеется следящей системы, сравнивающей реальное положение стимулируемой конечности с заданным.

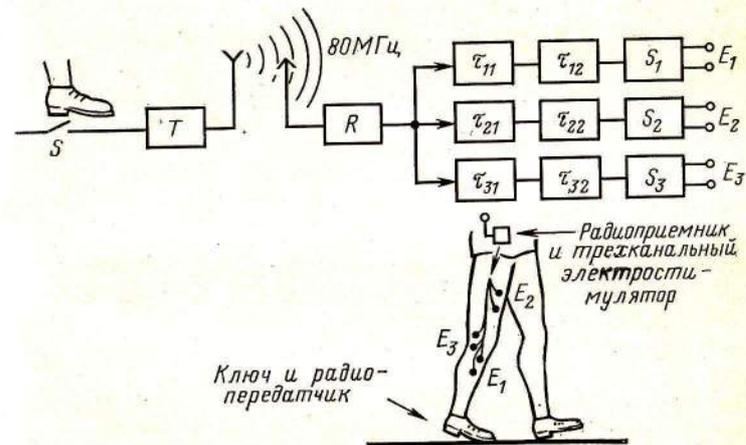


Рис. 4.16. Структурная схема трехканального электростимулятора

Каналы обратной связи, несущие информацию о реакциях мышц, позволили бы автоматически корректировать электрические стимулы. Известен электростимулятор с контуром обратной связи [60]. Выход устройства соединяли с нервом, а вход — с мышцей нервно-мышечного препарата лягушки. При подключении электростимулятора к препарату резко увеличивалась частота следования импульсов; она могла достигать 400 Гц. Но даже более низкая частота изменяла функциональное состояние препарата, переводя его из зоны оптимума в область пессимума, что приводило к уменьшению амплитуды и частоты следования импульсов, поступающих на вход электростимулятора, до уровня, при котором восстанавливался оптимальный ответ. Это указывает на возможность создания самонастраивающихся биоэлектростимуляторов. Разработана система биоэлектростимуляции со следующими обратными связями, в которой можно осуществлять контроль с учетом углового положения и угловых скоростей в суставах [61]. Этими же авторами предложено разносить по частоте полосы пропускания усилителя био-

потенциалов и сигналов, используемых для электростимуляции; такой метод пригоден для создания контура обратной связи между электростимулятором и нервно-мышечной структурой. Он также позволяет применять одну и ту же пару электродов для отведения биоэлектрической активности мышцы и ее электростимуляции.

Было предложено устройство управления мышцами [77], в котором электростимулятор запускается в момент превышения биоэлектрическим сигналом, отведенным от произвольно сокращающейся мышцы, некоторого порогового уровня. Однако величина стимулов не зависит от интенсивности и длительности произвольного сокращения мышцы.

Нами разработана система произвольного управления аутоstimуляцией и усиления сокращений мышц [62]. При произвольном сокращении мышцы отводят, усиливают и запоминают ее биоэлектрическую активность, среднее значение которой пропорционально числу возбужденных ДЕ и соответственно силе сокращения мышцы. После расслабления эту или другую мышцу стимулируют электрическими сигналами, уровень которых пропорционален запомненному уровню биопотенциалов мышцы при ее произвольном сокращении. Выбрав отношение величины сокращения мышцы при электростимуляции к величине ее произвольного сокращения больше единицы, получают возможность возбуждать большее число ДЕ. Чтобы возникло усиленное вызванное сокращение мышцы, предварительно выполняют слабое произвольное сокращение. Чередую произвольное сокращение мышцы с сокращением, вызванным электростимуляцией, можно произвольно управлять величиной электростимуляционного воздействия и, следовательно, силой сокращения мышцы в динамике.

Нами разработан электростимулятор с произвольным управлением аутоstimуляцией и усилением сокращения мышцы посредством стимуляции электрическими сигналами, уровень которых зависит от биопотенциалов мышцы при ее произвольном сокращении. Электростимулятор состоит из усилителя биопотенциалов, блоков усреднения, запоминания, управления и мультивибратора. Применение этой системы перспективно даже в тех случаях, когда у больного сохранены незначительные двигательные функции или когда они не реализуются, но к мышце все же поступают биоэлектрические сигналы при мысленно выполняемом сокращении мышцы. В режиме аутоstimуляции одни и те же электроды используются как для отведения биопотенциалов нервно-мышечных структур, так и для подачи электрических стимулов. Отличительной особенностью разработанной системы является активное участие испытуемого в проведении процедуры электростимуляции.

Отведение вызванной биоэлектрической активности мышцы в паузах между предыдущим и последующим импульсами стимуляции позволяет контролировать их уровень, но этого недостаточно для создания эффективно действующей обратной связи. При обычно применяемой частоте следования импульсов 30—150 Гц мышца сокращается, но интервал между импульсами в несколько раз короче фазы ее расслаб-

ления. Мышца не успевает расслабиться, несмотря на волевые усилия. Поэтому создание на такой основе электростимулятора с обратной связью, управляемого произвольно, неосуществимо. Вызванные биопотенциалы можно использовать в контуре обратной связи лишь для ограничения амплитуды стимулирующих сигналов до заданного уровня.

При биоэлектростимуляции, как и при других видах электростимуляции, порядок активации ДЕ, определяемый их порогами возбуждения, иной, чем в естественных условиях. Происходит одновременное воздействие не только на двигательные, но и на чувствительные нервы, что изменяет афферентную импульсацию, хотя при параличах и глубоких парезах это может оказывать положительное действие. Биоэлектростимуляция имеет и другие недостатки, однако дальнейшая разработка методов и устройств для ее практического применения очень перспективна. Использование различных видов обратной связи между электростимулятором и объектом воздействия позволяет обеспечить оптимизацию стимулов и произвольное управление величиной сокращения мышцы, следить за точностью выполняемых движений и автоматически вести поиск оптимальных режимов электростимуляции нервно-мышечного аппарата. В основу дальнейших работ должно быть положено максимальное приближение параметров стимулирующих сигналов к физиологическим для сведения к минимуму явлений дискомфорта. Электростимуляторы для нервно-мышечного аппарата должны быть многоканальными, причем режим работы каждого канала должен перестраиваться в соответствии с функциональными возможностями стимулируемой мышцы или группы мышц. Работу каналов электростимулятора необходимо программировать так, чтобы можно было осуществлять сокращения мышцы или движения в суставах в определенной последовательности.

Электростимуляция костей. Этот вид электростимуляции начали разрабатывать лишь в последние 10—15 лет. Известно, что у костей имеются потенциалы, обусловленные переломом, и пьезоэлектрические потенциалы. После перелома костные фрагменты становятся заряженными положительно, а периост над ними — отрицательно. Первая фаза заживления регулируется этими потенциалами, возникшими в результате перелома. Во второй фазе заживления имеют значение пьезоэлектрические потенциалы, которые появляются в костях в соответствии с величиной нагрузки; развивается матрица костной мозоли и происходит ее минерализация.

Авторы работы [63] использовали постоянный ток амплитудой 1, 10 и 100 мкА для воздействия на бедренную кость собаки и обнаружили остеогенную реакцию вокруг катода. Было также установлено, что ток, проходящий через кость, со временем уменьшается, так как возрастает сопротивление ткани вокруг электродов. Второй нежелательный эффект, возникающий при использовании постоянного тока, — это появление некроза. Вокруг анода некроз развивается уже при токе 3 мкА. При больших токах (порядка 100 мкА) некроз возникает около обоих

электродов. Оптимум остеогенной реакции возле катода соответствует значениям тока в пределах от 2,5 до 20 мкА [64]. Чтобы уменьшить некротизирующее влияние тока, применяли прямоугольные видеопульсы длительностью 1 с, амплитудой 10 мкА и с интервалом 1 с [65]. Во второй серии экспериментов импульсы имели длительность 1 с, амплитуду 250 мкА и интервал 9 с. Во время пауз электроды замыкали коротко. Ток при помощи платиновых электродов пропускали через костный мозг плечевой кости в опытах на 13 кроликах. Было обнаружено распространенное костеобразование вокруг обоих активных электродов. Ограниченные некрозы появлялись лишь возле катода.

В работе [66] изучали влияние электрического тока на процесс заживления после поперечной остеотомии большеберцовой или локтевой и лучевой костей у овец. Надкостница при этом щадилась. В кости вблизи распила вводили платино-иридиевые электроды. Проводники выводили на кожу спины и присоединяли к батарее гальванических элементов. Применяли постоянный ток силой 7—10 мкА; с успехом был применен также пульсирующий ток одной полярности. Сращивание кости ускорялось по сравнению с контрольным распилом (на противоположной одноименной конечности).

В работе [67] в опытах на кроликах также наблюдали ускорение заживления костных дефектов (отверстий, высверленных в бедренной кости) при воздействии постоянным током силой 2—4 мкА на кость при помощи платиновых электродов. Затем было с успехом осуществлено лечение врожденного псевдоартроза большеберцовой кости у 14-летнего мальчика. Сопротивление между введенными платиновыми электродами и костной тканью составляло 140 кОм, сила постоянного тока 4 мкА. Лечение длилось 125 дней, в течение 92% этого времени оказывалось электрическое воздействие. Положительный эффект был подтвержден не только клинико-рентгенографически, но и электронно-скопически [68].

Из 57 больных с переломом бедра, леченных остеотаксисом по Хоффману, 24 подвергались воздействию видеопульсами, пропускаемыми через перелом [69]. Электростимуляция ускоряла консолидацию кости на 30% по сравнению с контрольной группой. Под положительным электродом появлялись покраснение и отек кожи. Эта реакция может быть предотвращена путем перемены полярности электродов 1—2 раза в неделю. Электростимуляция вызывает ощущение тепла в конечности с переломом бедра. Термографическое исследование показывает возрастание кожной температуры пораженной конечности уже через несколько минут после начала воздействия. У единичных больных возникает боль во время процедуры [69].

Работы в области создания электростимуляционных устройств для сращения костной ткани проводятся и в СССР. Примером могут служить стимуляторы типа ЭСК, основные технические характеристики которых приведены в табл. 4.3.

Таблица 4.3. Характеристики электростимуляторов советского производства

Наименование аппарата, модель	Характеристики стимула				Габариты, мм
	Форма импульсов	Частота, Гц	Амплитуда, В	Длительность, мс	
Клинический электростимулятор для сращения костной ткани, ЭСК-2 Имплантируемый электростимулятор для сращения костной ткани, ЭСК-3	Прямоугольные однофазные или двухфазные	1; 1,5; 2; 2,5; 3	6,0	0,2; 0,3; 0,4; 0,5	220×120×77
	Прямоугольные	2,0	4,0	1,0	35×30×15

Для устранения явлений электролиза в системе электрод — костная ткань необходимо использовать видеопульсы чередующейся полярности или радиопульсы, положительные и отрицательные части которых энергетически равны.

Несмотря на определенный интерес к данному направлению, электростимуляция костной ткани разработана пока недостаточно и в настоящее время остается еще далекой от широкого применения в лечебной практике.

ГЛАВА ПЯТАЯ

МЕТОДЫ И ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СТИМУЛЯЦИИ МОЧЕВОГО ПУЗЫРЯ

5.1. ИЗУЧЕНИЕ МЕТОДА И ОПТИМАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ СТИМУЛИРУЮЩЕГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

Первые попытки осуществить электрическую стимуляцию тазовых нервов для возбуждения мочевого пузыря относятся к XIX в. [1]. В 1900 г. в экспериментах на кошках была показана электрическая возбудимость детрузора. Однако возможности электрического возбуждения мочевого пузыря не были использованы вплоть до начала бурного развития электронной техники, когда были созданы высокочувствительные регистрирующие приборы, улавливающие состояние тонуса, электрическую активность мочевого пузыря, и сконструированы электриче-

ские стимуляторы, позволяющие изучать влияние параметров электрической стимуляции на возбудимость отдельных органов и тканей.

В зависимости от места приложения электродов работы, посвященные электрической стимуляции мочевого пузыря, можно распределить на три основные группы:

- 1) Электрическая стимуляция нервов (тазовые нервы [1, 2], срамные нервы [3], сакральные нервы [4]);
- 2) электрическая стимуляция мышцы мочевого пузыря [5—12];
- 3) электрическая стимуляция непосредственно спинномозговых центров мочеиспускания [13].

Существуют три способа подведения электрического тока к мочевому пузырю. Первый способ — не прямой, при помощи имплантируемой индукционной катушки [2]. Вторым — прямой, когда имплантируют только электроды, сохраняя контактную связь с внешней средой при помощи проводов, а стимулирующее устройство находится снаружи [10, 14]. Третий способ — радиочастотная стимуляция при помощи имплантируемого приемника и внешнего генератора [8—14, 16].

Принцип бесконтактной связи, основанный на законах электромагнитной индукции, был использован для раздражения мочевого пузыря в экспериментальной работе румынских ученых [2]. Они производили одновременно двустороннее возбуждение тазовых нервов у собак электрическими импульсами с амплитудой 5—10 мА, длительностью 7 мс и частотой 15 Гц. Было показано, что давление внутри мочевого пузыря превышало 6,0 кН/м² и практически удерживалось на этом уровне в течение всего времени возбуждения; этого было достаточно для преодоления тонического сопротивления сфинктера и опорожнения мочевого пузыря. Такое внутрипузырное давление возникало независимо от количества находящейся в нем жидкости. Однако стимуляция нервов вызывала через 10—13 с остановку начатого мочеиспускания при возрастании внутрипузырного давления. Авторы объясняют это распространением электрического раздражения от парасимпатических волокон к симпатическим, которыми наиболее богат лъетодов треугольник, что и приводит к сокращению гладкомышечного сфинктера. Этот эффект не снимался пересечением п.п. hypogastrici (подчревных нервов) проксимально от тазового сплетения, но значительно снижался после приема симпатолитических препаратов.

В работе [12] экспериментально показано, что у спинальных собак при помощи прямой стимуляции мочевого пузыря можно опорожнить последний спустя 2—3 недели после пересечения спинного мозга, но впоследствии объем остаточной мочи значительно увеличивается, хотя подъем внутрипузырного давления при стимуляции остается вполне достаточным для полноценного мочеиспускания.

В 1963 г. был применен в эксперименте метод радиочастотной передачи для электростимуляции мочевого пузыря [8]. Были указаны следующие наиболее эффективные параметры стимулирующих импульсов: амплитуда 5—15 В, длительность 1 мс, частота 20—50 Гц. Иссле-

дование было основано главным образом на острых экспериментах, хотя было проведено и несколько хронических. У ряда собак возникло нагноение и отторжение приемников; эти приемники были удалены. Причины неудач в основном заключались в том, что имплантированные батарейные стимуляторы с выключателями под кожей были слишком большими по объему. Кроме того, имело место распространение возбуждения на соседние структуры, что при стимуляции пузыря резко проявлялось на конечностях и диафрагме таза.

Позднее, в 1965 г., другими авторами было описано применение метода радиочастотной стимуляции мочевого пузыря, этот метод отличается от предыдущего главным образом формой электродов [12]. Два стальных проволочных электрода были имплантированы в гладкие мышцы пузыря для подведения прямоугольных импульсов, генерируемых стимулятором. Параметры наиболее эффективных стимулирующих импульсов: длительность 1—6 мс, частота 15—35 Гц. Наилучший результат был получен при длительности 4 мс и частоте 20 Гц. Эти данные аналогичны полученным ранее [2, 8].

По мнению ряда авторов, основной проблемой электростимуляции является распространение электрического тока на поперечнополосатую мускулатуру таза и промежности, вызывающее их сокращение вместе с сокращением детрузора [7]. Если применять достаточно сильную стимуляцию, чтобы преодолеть обструкцию, то внутрипузырное давление поднимается до нефизиологических величин; при длительном воздействии такого типа может возникнуть нарушение функций верхних мочевых путей [16]. Была показана возможность использования очень низкого напряжения для адекватного сокращения детрузора, если раздражение прилагается к основному нерву, распространяющемуся по пузырю [4]. В этих экспериментах нервы стимулировались при помощи платиновых электродов. Установлено, что импульсы с амплитудой 5—7,5 В, частотой 15 Гц и длительностью 15 мс вызывают подъем внутрипузырного давления от 3,0 до 3,5 кН/м². Эти величины соответствуют давлению, которое наблюдается при мочеиспускании у собак в норме.

Результаты экспериментов на здоровых собаках показывают, что электростимуляция — это эффективный метод опорожнения мочевого пузыря, но степень его эффективности зависит от вариабельности стимулов и локализации электродов [11]. По мнению авторов работы [11], наиболее эффективно прикреплению электродов к стенке мочевого пузыря; они предлагают проводить стальные проволочные электроды сквозь его стенку от юкставезикальной части вверх и вперед, не выводя их на слизистую оболочку, а оставляя в мышечном слое пузыря. Два боковых электрода — положительные, между ними находится центральный (отрицательный) электрод. Оптимальные параметры импульсов: амплитуда 6 В, длительность 1—5 мс, частота 20 Гц при продолжительности воздействия 10 с.

Эксперименты на спинальных собаках (8 острых и 5 хронических) при прямой электростимуляции (контактные провода выведены через кожу) показали, что метод эффективен в 80% случаев.

Основными причинами трудностей и неудач, встретившихся в экспериментах, были нагноение вокруг проводов, прокалывание пузырной стенки при проведении электродов, перелом проводов и возрастающее при стимуляции сопротивление тазового дна.

Некоторые авторы [4] вызывали у собак параплегию и изучали влияние электростимуляции при билатеральном раздражении сакральных корешков, ветвей пузырного нерва и самой стенки мочевого пузыря. При этом оказалось, что при стимуляции сакральных и пузырных нервов требуется большее напряжение, чем при действии непосредственно на пузырную стенку. Кроме того, при электрическом раздражении нервов ток значительно больше распространяется на окружающие ткани и тазовое дно по сравнению с раздражением пузырной стенки.

В [17] сообщается об исследованиях, проведенных на 30 взрослых собаках. Электроды были заключены в резиновые изолированные силикатом трубки с пластинками на концах и располагались у места вхождения мочеточников в мочевой пузырь. В большинстве экспериментов от внешнего стимулятора подавали монофазный или двухфазный импульс длительностью 0,05—60 мс, частотой 1—240 Гц и амплитудой 1—150 В. Наилучшими параметрами электрической стимуляции мочевого пузыря оказались частота 10—20 Гц, длительность 5—10 мс и амплитуда 2—10 В. Оптимальное сочетание параметров 10 Гц, 10 мс и 5 В было эффективным как у парализованных, так и у интактных животных. Одним из наиболее важных параметров для эффективного сокращения мочевого пузыря — это амплитуда импульса (напряжение). Внутрипузырное давление, регистрируемое через уретру, было прямо пропорционально напряжению при увеличении последнего до 10—12 В. Дальнейшее увеличение напряжения не приводило к заметному подъему пузырного давления. В одних случаях мочеиспускание наблюдалось при внутрипузырном давлении 0,9, в то время как в других мочеиспускание не наступило даже при давлении 4,0 кН/м². По мнению авторов, несколько электродов (4—6) не обладают преимуществами по сравнению с одной парой электродов, если они правильно уложены. Кроме того, для получения мочеиспускания площадь электродов незначительна, но чрезвычайно важна их локализация. Лучшее сокращение мочевого пузыря наблюдалось, когда электроды были расположены несколько впереди от места вхождения мочеточника, пузырных сосудов и нервов. Описанные результаты отличаются от результатов других исследователей. В этих экспериментах более низкая частота стимуляции и меньшее значение напряжения были обусловлены желанием авторов избежать раздражения мышц и нервов вблизи мочевого пузыря. Раздражение околопузырной зоны и мышц тазового дна препятствовало нормальному мочеиспусканию, что, по мнению авторов, является основной при-

чиной, не позволяющей выйти из сферы эксперимента в клиническую практику.

Ряд экспериментальных исследований был посвящен изучению влияния электростимуляции на состояние мочевого пузыря; проводились острые и хронические опыты на спинальных собаках [18]. Мочевой пузырь стимулировали с 12-часовыми интервалами электрическими импульсами частотой 20 Гц, длительностью 5 мс и амплитудой, варьирующей между 20 и 100 мА для каждой собаки индивидуально. Электростимуляцию осуществляли при помощи внешнего стимулятора. Было выяснено, что импульс с силой тока 20—30 мА вызывает максимальный подъем внутрипузырного давления приблизительно на один и тот же уровень у анестезированных и у бодрствующих собак. Максимальный подъем внутрипузырного давления достигался в период от 4 до 8 с, однако мочеиспускание наступало не во всех случаях.

Существовало мнение, что основная причина неудач при электрической стимуляции мочевого пузыря заключается не только в возрастании сопротивления тазового дна и сфинктеров, но и в нарушении координации деятельности детрузора, приводящем к преждевременному закрытию шейки пузыря с прекращением мочеиспускания и переходом изотонического сокращения в изометрическое.

В 1965 г. в СССР были начаты эксперименты с целью определения возможности создания адекватного метода электростимуляции мочевого пузыря, выяснения его оптимальных параметров, наилучшего расположения электродов и выбора наиболее рациональной технической реализации стимулирующего устройства. Эксперименты проводили на беспородных собаках.

В процессе эксперимента осуществляли измерение внутрипузырного давления. Манометрическую систему подводили к мочевому пузырю как через мочеточник, так и через уретру, при этом не было существенной разницы в результатах измерений. Сопротивление уретры считывали по формуле Смита для турбулентного потока

$$R = P/V^2,$$

где R — сопротивление уретры; P — давление мочеиспускания; V — объемная скорость мочи.

Вначале была измерена зависимость силы сокращения от изменения внутрипузырного давления при различной длительности стимулов (0,5—1,5—3—5—10 мс) и постоянной частоте 5 Гц в диапазоне амплитуд от 0 до 25 В. Расширение диапазона напряжения нецелесообразно, так как установлено, что напряжение выше 25 В в ряде случаев приводит к ожогу ткани мочевого пузыря.

Статистический анализ эффективности длительности стимулов от 0,5 до 10 мс показал, что существенные различия имеются лишь в диапазоне длительности 0,5—1,5 мс, где электростимуляция наименее эффективна (рис. 5.1). В остальном диапазоне (1,5—10 мс) существенных различий в величинах внутрипузырного давления не наблюдалось,

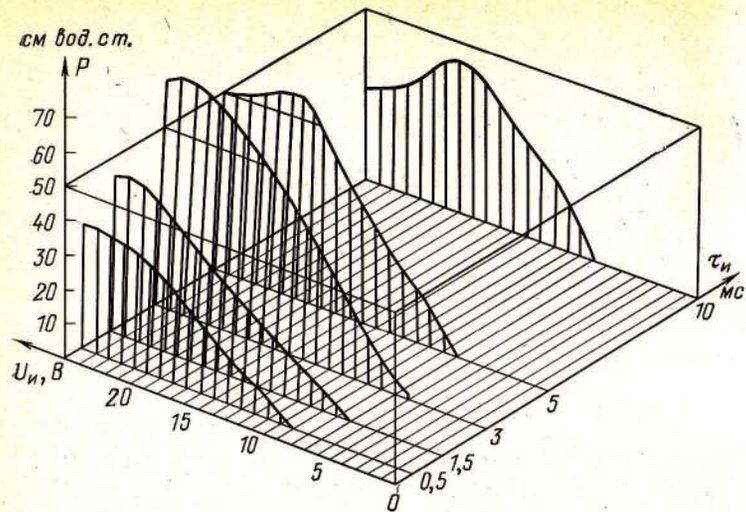


Рис. 5.1. График зависимости давления в мочевом пузыре от длительности и амплитуды стимулирующих импульсов

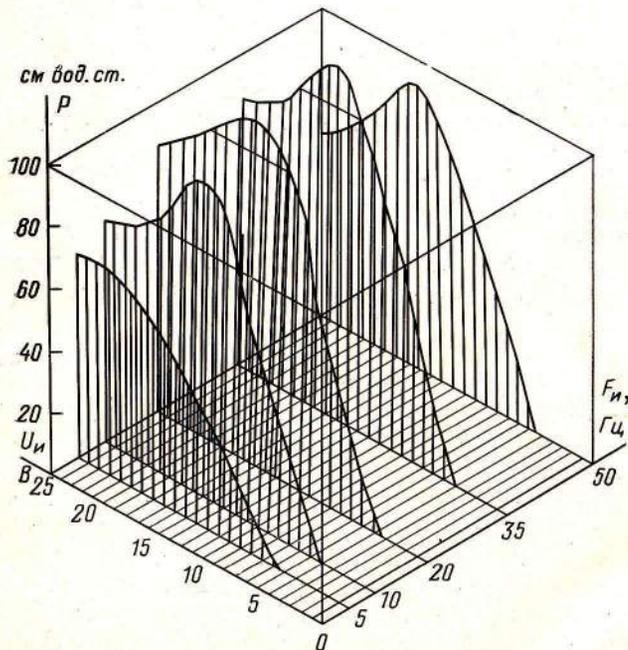


Рис. 5.2. График зависимости давления в мочевом пузыре от частоты следования и амплитуды стимулирующих импульсов

поэтому дальнейшее исследование с целью увеличения длительности стимулов больше 10 мс сочли нецелесообразным.

Среднее значение внутрипузырного давления M несколько выше при длительности стимулов 3 мс, поэтому оно и было принято как наилучшее. Значение напряжения, вызывающего максимальный подъем внутрипузырного давления, находится в пределах 17—25 В. Для большей наглядности график на рис. 5.1 представлен в системе трех координат. Чтобы выделить максимальные значения внутрипузырного давления, проведена горизонтальная плоскость на уровне, превышающем максимальные значения крайних кривых и соответствующем ближайшему целому значению внутрипузырного давления. Эта плоскость ограничена пределами поисковых значений напряжений и длительностей стимулов. Благодаря этому график принимает форму объемной геометрической фигуры, из которой выступают лишь максимальные значения внутрипузырных давлений. Ломаные линии сглажены методом взвешенной скользящей средней [19], чтобы придать графикам вид, более соответствующий характеру изменения изучаемого физиологического параметра.

Была исследована также оптимальная частота следования импульсов при постоянной длительности 3 мс и напряжении — 25 В. Устанавливали дискретные значения частоты $F_{и}$ 5, 10, 20, 35, 50 Гц. Оказалось, что оптимальная частота следования лежит в пределах 20—35 Гц. При этом наиболее эффективное напряжение составляет 12—20 В (рис. 5.2).

5.2. ЭЛЕКТРОДЫ ДЛЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ МОЧЕВОГО ПУЗЫРЯ

При электростимуляции мочевого пузыря одним из основных требований к электродам является такой выбор их формы, который обеспечивает максимальный эффект при минимальной травматизации мочевого пузыря, наибольшую надежность в работе и техническую простоту применения. Этим требованиям, на наш взгляд, в наибольшей мере отвечают пластинчатые электроды.

В литературе высказывались различные мнения в отношении формы электродов, их количества и расположения. Одни авторы предлагали имплантировать электроды в виде проволок в ствол пузырного или тазового нерва [4]. Другие рекомендовали погружать проволочные электроды в стенку мочевого пузыря, проводя их через мышечный слой без повреждения слизистой оболочки слоя [10—12]. Некоторые авторы [8, 9, 18] применяли электроды в виде пластин и тесемок, которые прикреплялись к поверхности мочевого пузыря.

Исследование влияния одной пары электродов на процесс сокращения детрузора показало, что эффект наблюдается лишь при расположении их в области вхождения в мочевой пузырь мочеточников; при этом возникает распространенное на весь мочевой пузырь сокращение,

но без эффекта мочеиспускания. При других локализациях электродов сокращение происходит лишь в участке детрузора, находящемся под электродом или в непосредственной близости от него.

Электроды, имплантируемые в пузырный, тазовый или сакральный нерв, не нашли широкого применения, так как было установлено, что при раздражении нервов происходит множество побочных явлений в виде возбуждения соседних органов и тканей; техника имплантации сложна, а надежность невелика; часто возникают осложнения в виде поломки электродов, выхождения из нерва и т. п. Стремясь к наибольшему охвату электрическим полем детрузора, многие исследователи остановили свой выбор на двух-трех погружных проволочных электродах, охватывающих переднюю и заднюю стенки и оставляющих свободной только шейку мочевого пузыря.

После того как вошли в употребление поверхностные пластинчатые электроды, исследователи пришли к выводу о необходимости применять в сочетании с ними стимулирующие устройства большей мощности. Для лучшего охвата поверхности мочевого пузыря электрическим полем рекомендовалось соединять два или четыре пластинчатых электрода в виде тесемок, расположив их в поперечном или продольном направлении [8]. Сравнение результатов электростимуляции при использовании двух и четырех электродов показывает, что в условиях одинаковых оптимальных стимулирующих напряжений при четырех электродах эффективность стимуляции возрастает. Затем число электродов было увеличено до шести. Увеличение числа раздражающих электродов приводит к более широкому охвату детрузора петлями электрического тока и создает лучшие условия для координированного акта мочеиспускания.

Для определения наиболее эффективной локализации электродов мочевой пузырь условно подразделяют на верхнюю и нижнюю половины. К каждой из них подвели электроды и регистрировали в опытах величину пузырного давления и сопротивление сфинктера мочевого пузыря. На рис. 5.3 приведены схема выбора зон раздражения мочевого пузыря импульсным током и значения эффективностей электростимуляции в зависимости от локализации электродов, выраженных в экстенсивных показателях (за единицу условно принято наиболее эффективное расположение). Используя в качестве критерия эффективности той или иной локализации электродов сам факт наступления мочеиспускания, установили, что наиболее эффективно среднее расположение электродов.

Можно предположить, что нижняя половина мочевого пузыря, т. е. зона, где находится большое количество нервных окончаний, особенно у входа мочеточников в мочевой пузырь, должна быть лучшим местом для приложения раздражения. Однако эффект при таком расположении электродов минимален, хотя наиболее высокое внутрипузырное давление развивается при сравнительно небольшом напряжении стимуляции. Более возбудимая нижняя половина мочевого пузыря требует неболь-

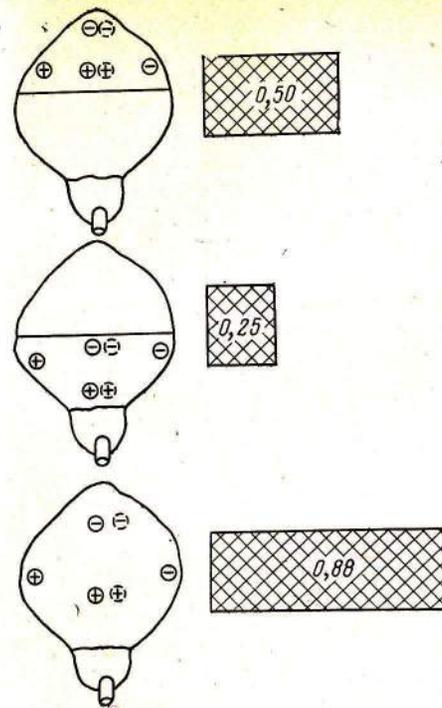


Рис. 5.3. Схема расположения электродов и диаграмма эффективности электростимуляции

нительно невысокое внутрипузырное давление для мочеиспускания. Однако из-за анатомо-физиологических особенностей гладкой мышцы мочевого пузыря электрическое раздражение только верхней половины пузыря обычно не вызывает координированного сокращения всего детрузора. Возникает лишь локальное сокращение детрузора под электродами, ограничивающееся нередко только верхней половиной мочевого пузыря. В этом случае не возникает раскрытия шейки пузыря и мочеиспускание не наступает несмотря на увеличение напряжения стимуляции.

При среднем расположении электродов появляется возможность достаточно широкого охвата детрузора током в условиях меньшего, чем при нижнем расположении, распространения возбуждения на сфинктер мочевого пузыря и мышцы тазового дна.

В проблеме электростимуляции мочевого пузыря вопрос о предупреждении охвата током окружающих пузырь тканей и его шейки занимает особое место. Так, в результате ряда исследований показано, что $\frac{1}{6}$ подаваемого на мочевой пузырь электрического тока растекается

шой амплитуды стимулов для подъема внутрипузырного давления до пороговых значений, однако возникающая при таком низком расположении электродов обструкция шейки и сфинктеров затрудняет отток мочи, а с увеличением сопротивления потоку мочи поднимается и внутрипузырное давление до наиболее высоких значений.

Верхняя половина мочевого пузыря значительно меньше снабжена нервными окончаниями, поэтому для сокращения детрузора требуется существенно большая амплитуда стимулирующих импульсов. Вместе с тем при расположении электродов в этой области распространение электрического тока на шейку и сфинктер становится значительно меньшим, благодаря чему ослабляется их обструкция и требуется срав-

на окружающие смежные ткани. Это серьезная проблема, которая требует принятия специальных мер, если не для полного ее решения, то по крайней мере для уменьшения вредных влияний электростимуляции.

Одним из способов уменьшения этих вредных влияний является тщательная изоляция тыльной поверхности электродов. В качестве изоляции нами были предложены специальные полиэтиленовые конверты для электродов; место соединения электродов с контактным проводом предварительно покрывается силиконовым каучуком.

Другим способом, предупреждающим распространение тока на окружающие ткани и шейку мочевого пузыря, является специальное расположение электродов. Полярность нижних электродов выбирается положительной, а верхних — отрицательной. Кроме того, нижние электроды располагаются не ближе 1,5—2 см от шейки. Такое расположение в известной мере снижает возможность распространения деполаризующего тока на шейку и сфинктер, что предупреждает их спазм.

График зависимости эффективности электростимуляции от числа электродов N (рис. 5.4) построен в трех координатах (третья координата — стимулирующее напряжение). Вертикальными линиями показаны среднеарифметические значения внутрипузырного давления для каждого значения напряжения. При увеличении числа электродов повышается эффективность стимуляции, однако при дальнейшем увеличении числа электродов повреждаются стенка пузыря и ее сосуды. Эффективность электростимуляции можно повысить еще до некоторой степени за счет увеличения диаметра электродов от 0,5 до 1 см. Исследования показали, что при электродах диаметром 1 см средняя скорость потока мочи больше, сопротивление уретры меньше, а требуемое напряжение стимулирующих импульсов ниже, при этом развивается более высокое внутрипузырное давление.

Ряд авторов, как уже отмечалось выше, отдают предпочтение электродам в виде проволок, считая их наиболее эффективными [10, 12]. Поэтому для получения окончательного суждения об оптимальной форме электродов был проведен сравнительный анализ эффективности пластинчатых и погружных проволочных электродов. В результате сравнения установлено, что при проволочных электродах уменьшается число случаев с положительным эффектом мочеиспускания, повышается сопротивление уретры и снижается скорость потока мочи, причем для трех электродов (рис. 5.5) все эти недостатки выражены сильнее. Это обусловлено распространением тока при погружных проволочных электродах на шейку мочевого пузыря, мышцы тазового дна и их обструкцией. Если же проволочные электроды не проводить через нижний сегмент мочевого пузыря, то эффективность электростимуляции резко снижается и для обеспечения акта мочеиспускания требуется значительно большая амплитуда импульсов, чем при пластинчатых электродах. Кроме того, проведение проволочного электрода через пузырную стенку технически сложнее, чем прикрепление пластинчатого электрода с наружной поверхности пузырной стенки.

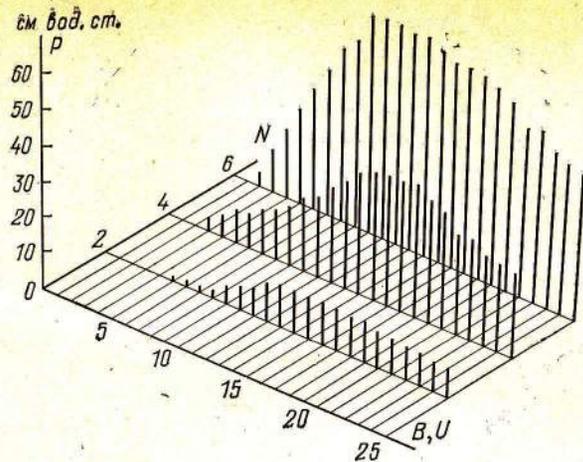


Рис. 5.4. График зависимости давления в мочевом пузыре от числа электродов и амплитуды стимулирующих импульсов: N — число электродов

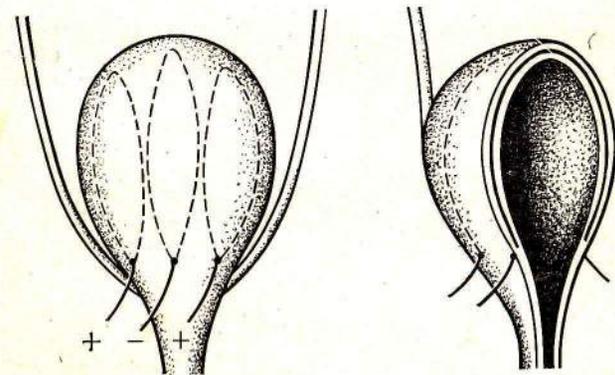


Рис. 5.5. Схема расположения проволочных электродов

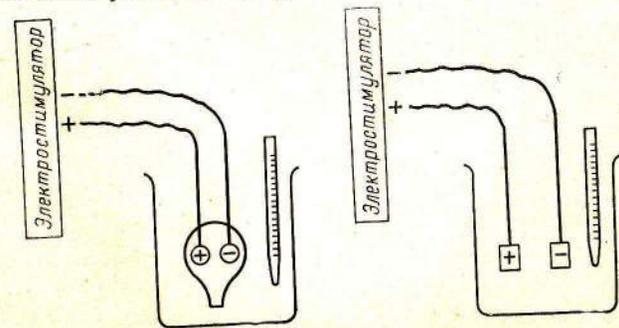


Рис. 5.6. Схема электрохимического эксперимента

Некоторые исследователи при электростимуляции мочевого пузыря используют электроды из нержавеющей стали [17, 20], в то время как другие предпочитают электроды из платины [9, 21]. Значительно более обширный опыт электростимуляции сердца показал преимущество электродов из платины или платиноиридиевого сплава. Однако оптимистические взгляды ряда исследователей на электроды из нержавеющей стали и большая их доступность возродили интерес к этим электродам. Поэтому была предпринята попытка проверить возможность их использования; с этой целью нами были поставлены простые электрохимические эксперименты.

В сосуд с физиологическим раствором (рис. 5.6) помещали препарат мочевого пузыря с подшитыми к нему пластинчатыми электродами из нержавеющей стали, не содержащей железа и включающей хром, никель, марганец и другие элементы. В другой такой же сосуд погружали два разнополюсных электрода. Электроды были соединены с импульсным генератором, формирующим импульсы с частотой 20 Гц, длительностью 3 мс и с амплитудой, регулируемой в пределах от 1 до 25 В. При прохождении импульсов постоянного тока через электролитную ванну с металлическими электродами и раствором хлористых солей, имитирующих тканевую среду живого организма, осуществлялся перенос металла электрода в раствор или на ткань мочевого пузыря, а также реакция электрода с жидкостью — электролиз, который проявлялся в виде окрашенных следов солей металла на поверхности мочевого пузыря под электродами. Было обнаружено, что при амплитуде импульсов 20—25 В через 10—12 ч непрерывного воздействия на электродах проявляется гальванический эффект. При амплитуде импульсов до 10 В мы не наблюдали этого эффекта ни в одном эксперименте. И, наконец, при амплитудах от 10 до 20 В на 2—3-й день отмечалось лишь незначительное потемнение контактной поверхности электродов без выраженного гальванического эффекта.

С учетом того, что после имплантации электродов в организме может возникнуть необходимость в повышении напряжения до 20 В и более и при этом возможны явления гальванического эффекта на электродах из имеющихся сортов нержавеющей стали, был сделан вывод о нецелесообразности использования стальных электродов в условиях хронического вживления их в организм. До тех пор, пока не будут созданы особые сорта стали, не поддающиеся в солевой среде организма гальваническому эффекту, наилучшими останутся платиновые электроды.

Кроме рассмотренных выше факторов необходимо учитывать междуэлектродное сопротивление и его изменение в процессе стимуляции. Это позволяет проектировать генераторы с максимальным КПД. Из практики применения электрокардиостимуляторов известно, что междуэлектродное сопротивление со временем увеличивается, создавая тенденцию к уменьшению силы стимулирующего тока. Точные сведения о параметрах междуэлектродного сопротивления дают возможность

учесть эту тенденцию в конструкции генератора и стабилизировать его работу. Имеющиеся в медицинской литературе данные о значении сопротивления мочевого пузыря очень противоречивы, поэтому нами были проведены специальные исследования, на основании которых было установлено, что при использовании плоских электродов диаметром 1 см среднее значение сопротивления мочевого пузыря между двумя удаленными электродами равно 300 Ом, а при использовании шести электродов — около 130 Ом. Сопротивление прямо пропорционально объему пузыря и снижается, когда стимул проходит через опорожненный пузырь. Сопротивление увеличивается после серии стимуляционных воздействий и снижается через 25 мин.

5.3. ОПОСРЕДОВАННАЯ ТРАНСРЕКТАЛЬНАЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ МОЧЕВОГО ПУЗЫРЯ

Топографо-анатомическая, физиологическая и иннервационная близость мочевого пузыря к прямой кишке позволяет предположить возможность раздражения мочевого пузыря опосредованно, через стенку прямой кишки, за счет рефлекторной передачи и раздражения общих ганглионарных аппаратов тазовой области. Применяя трансректальную электрическую стимуляцию с 1966 г., мы смогли убедиться в правильности данного предположения.

Установлено, что трансректальная электростимуляция мочевого пузыря приводит к улучшению параметров уродинамики. Так, при норморефлекторном мочевом пузыре (нормо-, гипо- и гипертоничном) после курса трансректальной электростимуляции объем его уменьшился от $(290 \pm 11,8)$ до $(174 \pm 21,5)$ мл, сила сокращения детрузора увеличилась от $(7,3 \pm 1,7)$ до $(8,9 \pm 1,0)$ кН/м², тонус детрузора повысился от $(0,8 \pm 0,2)$ до $(2,1 \pm 1,2)$ кН/м², скорость потока мочи увеличилась от $(1,5 \pm 0,5)$ до $(3,1 \pm 1,7)$ мл/с. Объем остаточной мочи составлял (56 ± 25) мл. У больных с гипорефлекторным мочевым пузырем (гипо- и гипертоничным) объем пузыря также уменьшился от $(491,4 \pm 15,4)$ до $(444,3 \pm 33,1)$ мл, сила сокращения детрузора увеличилась от $(2,7 \pm 0,9)$ до $(3,8 \pm 0,9)$ кН/м², тонус детрузора и скорость потока мочи увеличилась соответственно от $(1,2 \pm 0,3)$ кН/м² и $(0,7 \pm 0,1)$ мл/с до $(1,4 \pm 0,3)$ кН/м² и $(1,1 \pm 0,1)$ мл/с. Объем остаточной мочи уменьшился от $(287,1 \pm 47,9)$ до $(130,7 \pm 36,4)$ мл. Увеличение силы сокращения детрузора, его тонуса и скорости потока мочи происходит в результате раздражения электрическим импульсным током рецептивного аппарата мочевого пузыря и прямой кишки, увеличения афферентной импульсации, что в свою очередь усиливает сегментарный спинальный рефлекс, который способствует улучшению чисто физических свойств пузырной мышцы, а следовательно, и тонуса мочевого пузыря.

Несколько иная картина наблюдалась после применения трансректальной электростимуляции у больных с гиперрефлекторным (нормо-, гипо- и гипертоничным) мочевым пузырем. Объем мочевого пузыря уве-

личился от $(135,7 \pm 14,2)$ до $(198 \pm 20,1)$ мл, в то время как сила сокращения детрузора и его тонус уменьшились соответственно от $(6,5 \pm 1,0)$ и $(1,4 \pm 0,25)$ кН/м² до $(6,3 \pm 0,8)$ и $(1,2 \pm 0,2)$ кН/м²; скорость потока мочи увеличилась от $(0,9 \pm 0,2)$ до $(2 \pm 0,5)$ мл/с, объем остаточной мочи уменьшился от $(99,3 \pm 9,8)$ до $(39,5 \pm 7,4)$ мл.

Механизм улучшения показателей уродинамики под влиянием трансректальной электростимуляции при гиперрефлекторной форме «нейрогенного» мочевого пузыря недостаточно ясен. Надо полагать, что возникающая при электростимуляции дополнительная афферентация в известной мере нормализует реципрокные взаимоотношения детрузора и сфинктера, что способствует улучшению механизма раскрытия шейки мочевого пузыря и обеспечению более координированного процесса мочеиспускания.

Трансректальная электростимуляция значительно сокращает сроки выработки пузырного рефлекса при функциональной форме арефлекторного мочевого пузыря. Так, по мнению отдельных авторов [30], пузырный рефлекс удается выработать при помощи одной из наиболее эффективных систем — системы Монро и различных ее модификаций в сроки продолжительностью от 4 до 12 мес. У значительной части больных после трансректальной электростимуляции пузырный рефлекс возник в сроки продолжительностью до 1 мес. При этом уменьшился объем мочевого пузыря от 1000 до $(410 \pm 44,8)$ мл, увеличилась сила сокращения детрузора, ранее практически отсутствовавшая, до $(1,5 \pm 0,5)$ кН/м², повысился тонус от $(0,9 \pm 0,15)$ до $(1,65 \pm 0,25)$ кН/м²; объем остаточной мочи составлял $(113,7 \pm 40,7)$ мл. Однако в тех случаях, когда объем остаточной мочи после одного-двух 10—14-дневных курсов трансректальной электростимуляции остается достаточно большим (более 100 мл), когда электростимуляция в большей степени усиливает сократительную способность сфинктера и в меньшей детрузора, но сохранена электровозбудимость последнего, возникают прямые показания к оперативному лечению — имплантации радиочастотного стимулирующего устройства для непосредственной электростимуляции мочевого пузыря.

5.4. РАДИОЧАСТОТНАЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ МОЧЕВОГО ПУЗЫРЯ

Первая попытка клинического применения радиочастотной электростимуляции мочевого пузыря была сделана в апреле 1962 г. [8]. В дальнейшем были произведены операции (под наркозом) еще у семи больных с «нейрогенным» мочевым пузырем. Четыре электрода подшивали к стенке мочевого пузыря, а приемник — под кожу живота. Из семи больных только у двух удалось добиться мочеиспускания при стимуляции, но и у них вскоре пришлось удалить приемное устройство: в одном случае из-за его поломки, во втором — из-за нагноения. У пяти больных не происходило мочеиспускания при стимуляции, хотя

и наблюдалось сокращение детрузора. Это было обусловлено, по мнению исследователей, спазмом наружного сфинктера мочевого пузыря. Однако была показана возможность применения метода электростимуляции мочевого пузыря в клинике, в остром периоде «нейрогенного» мочевого пузыря. В 1964 г. была предпринята попытка электростимуляции мочевого пузыря у трех больных с параличом детрузора [14]. У двух не удалось вызвать ни значительного сокращения детрузора, ни мочеиспускания, у одного происходило мочеиспускание, но через 6 мес система стимуляции перестала действовать. Была использована наружная прямая стимуляция со следующими параметрами стимулирующих импульсов: амплитуда $(1,8 \pm 38)$ В, частота 5—200 Гц, длительность импульсов 0,5—4 мс; импульсы имели прямоугольную или треугольную форму. Оптимальные параметры, по мнению авторов, соответственно находятся в пределах 10—15 В, 20—30 Гц и 0,5—4 мс. При этих значениях создается повышение внутрипузырного давления до 7—10 кН/м²

Этими же авторами рассмотрен ряд нарушений, наблюдаемых у больных при электростимуляции и затрудняющих акт мочеиспускания [6, 14]: а) спазм сфинктера; б) спазм поперечнополосатой мускулатуры промежности; в) раздражение окончаний двигательных или чувствительных нервов таза, вызывающее позыв на дефекацию, мучительное чувство распирания газами или боль в яичках; г) болезненная или безболезненная эрекция. Такие нарушения, по их мнению, могут быть ликвидированы или сведены до минимума путем правильного индивидуального подбора характеристик стимулов и расположения электродов.

В 1967 г. описаны четыре случая электростимуляции при «нейрогенном» мочевом пузыре у человека [31]. Авторы использовали радиочастотное стимулирующее устройство с двумя проволочными электродами, проводимыми через мышечный слой мочевого пузыря. У одного из больных через 4 мес после имплантации приемное устройство с электродами было удалено в связи с образованием камней на электродах и выраженной воспалительной реакцией. У другого произошло изъязвление уретры с последующим излиянием мочи в мошонку, в связи с чем пришлось сформировать надлобковый свищ и удалить стимулирующее устройство. У третьего больного стимуляция мочевого пузыря напряжением 10 В оказалась эффективной. В четвертом случае стимуляция окончилась неудачей в связи с поломкой контактного электрода.

Еще в четырех описанных в 1967 г. случаях [23] электростимуляция была выполнена по методу Кантронца [10, 12]. Сначала авторы применяли два, а затем четыре электрода. У трех больных с арефлексией мочевого пузыря с помощью электростимуляции возник пузырный рефлекс в сроки от 8 до 2 недель.

Как следует из приведенных выше единичных примеров клинического применения электростимуляции, в большинстве случаев она ока-

чивалась неудачей. В основном это было связано с техническим несовершенством стимулирующих устройств (малая мощность и большие габариты), с возникновением инфекции, приводящей к их отторжению, а также с возрастанием сопротивления сфинктера мочевого пузыря и спазмом мышц тазового дна при электростимуляции. Отсутствие тщательно разработанных показаний и противопоказаний к применению электростимуляции мочевого пузыря, основанных на специальных диагностических приемах, также явилось причиной неудач. И все же была показана возможность выработать при помощи электростимуляции мочевого пузыря пузырный рефлекс, а в некоторых случаях был достигнут кратковременный, прерванный развившейся инфекцией положительный эффект, проявившийся в мочеиспускании под влиянием электростимуляции. Поэтому наблюдаемые неудачи можно рассматривать не как признаки бесперспективности метода электростимуляции, а как результат недостаточной технической, экспериментально-теоретической и клинической разработки данного метода.

Первая в СССР имплантация радиочастотного стимулирующего устройства мочевого пузыря была произведена А. А. Вишневым и А. В. Лившицем в 1966 г. больному К. в возрасте 20 лет с компрессионным переломом XII грудного позвонка, перерывом спинного мозга, нарушением проводимости на этом уровне и расстройством функции мочевого пузыря по проводниковому типу (гипотоничный, гипоректорный мочевой пузырь) с большим объемом остаточной мочи.

Электрическая схема использованного электростимулятора мочевого пузыря состоит из двух функционально связанных блоков — наружного передающего устройства и имплантируемого приемника (рис. 5.7).

Передающее устройство (рис. 5.7,а) содержит генератор импульсов, двухкаскадный усилитель тока, ключевой каскад, генератор высокой частоты, индикатор стимуляции, сигнализатор разряда батарей.

Генератор импульсов предназначен для формирования прямоугольных импульсов длительностью 3 мс и частотой следования 20 Гц, управляющих транзисторным ключом. Схема генератора состоит из однопереходного транзистора T_1 , конденсатора, диода и резисторов.

Для компенсации температурных изменений пикового напряжения служит резистор R_5 . Конденсатор C_2 осуществляет гальваническую развязку усилителя тока на транзисторах T_2 и T_3 от генератора импульсов. При разряде конденсатора C_2 в паузе между импульсами генератора на резисторе R_7 возникает напряжение, осуществляющее надежное запаривание транзистора T_2 . На время действия отрицательных импульсов транзисторы T_2 и T_3 открыты. Конденсатор C_3 заряжается через диод D_3 и транзистор T_3 . В паузе между импульсами конденсатор C_3 разряжается и на резисторе выделяется напряжение, запирающее транзисторный ключ T_4 . При этом плюсовая шина источника питания подключается к генератору высокой частоты, выполненному на транзисторах T_5 и T_6 , и индикаторному устройству, выполненному на транзисторе T_7 . Индикаторное устройство предназначено для сигнализа-

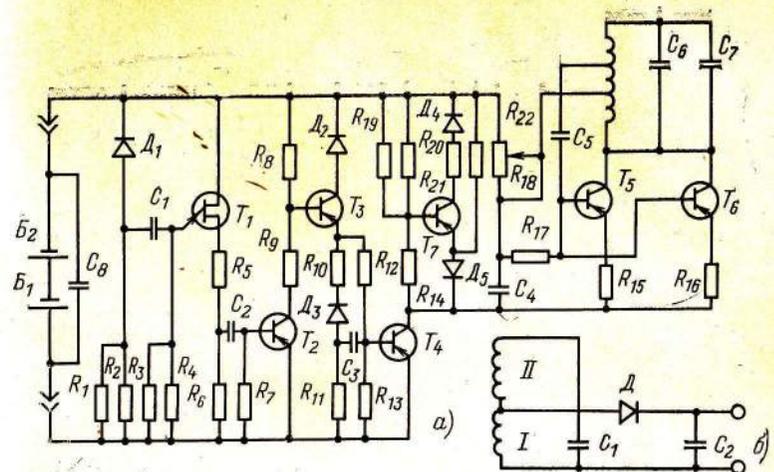


Рис. 5.7. Электрическая схема радиочастотного электростимулятора мочевого пузыря:
а — наружное передающее устройство; б — имплантируемый приемник

ции импульсной работы ключевого каскада T_4 и степени разряда аккумуляторных батарей B_1 и B_2 .

Генератор высокой частоты представляет собой индуктивный трехточечный автогенератор с автотрансформаторной обратной связью. С целью повышения мощности генератора транзисторы T_5 и T_6 параллельно включены. Генератор формирует непрерывные колебания синусоидальной формы с периодом 1,07 мкс. Потенциометр R_{16} предназначен для регулировки амплитуды генерируемого напряжения от 3 до 30 В путем изменения напряжения питания, подаваемого на генератор высокой частоты.

Приемное устройство стимулятора (рис. 5.7,б) представляет собой сочетание колебательного контура L_1 , C_1 с детектором D , C_2 . Нагрузкой детектора служит сопротивление мышц и тканей пациента. Контур приемного устройства настроен в резонанс с генератором высокой частоты.

Стимулятор питается от батарейного или сетевого источника питания. Батарейный источник питания состоит из двух последовательно соединенных аккумуляторных батарей B_1 , B_2 и конденсатора фильтра C_8 . Напряжение каждой батареи равно 9 В. Блок сетевого питания предназначен для питания стабилизированным напряжением ($18 \pm 0,5$) В передающего устройства стимулятора и заряда аккумуляторных батарей постоянным током ($12 \pm 0,5$) мА.

Принцип работы стимулятора состоит в следующем. При включении питания генератор импульсов с частотой 20 Гц и длительностью 3 мс излучает пакеты высокочастотных колебаний, которые поступают

на контур приемного устройства. Импульсное напряжение, наведенное на контуре, детектируется и преобразуется в электрические импульсы прямоугольной формы, поступающие на электроды приемного устройства. Серия электрических импульсов, действуя на определенные участки мышц мочевого пузыря пациента, вызывает его сокращение.

Конструктивно стимулятор выполнен в виде настольного переносного прибора, состоящего из четырех отдельных блоков — передающего устройства, приемного устройства, блока сетевого питания и заряда аккумуляторных батарей, блока батарейного питания.

Передающее устройство располагается в разъемном корпусе из ударопрочного полистирола. Верхняя часть корпуса является его ручкой. В нижней части располагается контур высокочастотного генератора, выполняющий роль антенны. В ручке корпуса передающего устройства имеется гнездо, в которое вставляются аккумуляторные батареи.

Приемное устройство смонтировано в полиэтиленовом корпусе и содержит проводники с тремя парами электродов. Проводники изготавливаются из высокоомного сплава К40ХМ, не поддающегося коррозии. Полиэтиленовый корпус состоит из двух крышек, которые свариваются по контуру, обеспечивая герметичность приемного устройства. Электроды приемного устройства, имеющие форму квадрата с выпуклой поверхностью, подпаяны к проводникам и заключены в полиэтиленовые конверты, имеющие в центре круглое отверстие по диаметру контактирующей поверхности электрода.

5.5. ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ МОЧЕВОГО ПУЗЫРЯ ПРИ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

Функциональное состояние мочевого пузыря, динамику мочеиспускания и влияние на них регулярной электростимуляции оценивают по ряду физиологических показателей: объему мочевого пузыря, внутрипузырному и внутрибрюшному давлению, давлению мочеиспускания, скорости потока мочи в период цистометрии (т. е. при наличии катетера в уретре), при рефлекторном и вызванном электростимуляцией мочеиспускании, сопротивлениям уретры, сфинктеров мочевого пузыря и прямой кишки.

Для характеристики сократительной активности мочевого пузыря определяют наличие или отсутствие спонтанных сокращений, давление, развиваемое самим детрузором, или силу его сокращения.

Тоническую активность мочевого пузыря определяют по приросту внутрипузырного давления в ответ на введение в мочевой пузырь постоянного количества жидкости (50 мл). Если прирост давления при введении каждые 50 мл в течение всей цистометрии находится в пределах 1 кН/м², то тонус мочевого пузыря считают нормальным, при меньшем приросте давления — сниженным, при большем приросте — повышенным [24].

Учитывая изменчивость цистометрических данных и расхождение представленных разными авторами нормативных показателей, необходимо оценивать изменения основных функций мочевого пузыря в совокупности и в сравнении между собой в периоды до и после электростимуляции.

У больных с гипорефлекторной (гипо- и гипертоничной) формой «нейрогенного» мочевого пузыря электростимуляция приводит к выработке относительно координированного акта мочеиспускания, статистически достоверному ($p < 0,05$) уменьшению объема пузыря на 139,5 мл и увеличению давления мочеиспускания на 5,08 кН/м². Установлен также статистически недостоверный ($p > 0,05$) прирост тонуса на +0,6 кН/м² и силы сокращения детрузора на 2,4 кН/м² (табл. 5.1).

Таблица 5.1. Анализ динамики функциональных показателей мочевого пузыря при электростимуляции (гипорефлекторный мочевой пузырь)

Параметр	Объем мочевого пузыря, мм	Давление мочеиспускания, кН/м ²	Сила сокращения детрузора, кН/м ²	Тонус детрузора, кН/м ²
<i>M</i>	— 139,5	+ 5,08	+ 2,42	+ 0,64
<i>σ</i>	204,0	6,96	4,77	1,10
<i>m</i>	61,5	2,24	1,36	0,37
<i>p</i>	< 0,05	< 0,05	> 0,05	> 0,05

Примечание. *M* — среднееарифметическое значение; *σ* — среднееквадратичное отклонение; *m* — среднееквадратичное отклонение оценки *M*; *p* — критерий Фишера-Стьюдента

При гиперрефлекторной форме повышенная возбудимость нервного аппарата мочевого пузыря обуславливает большую вариабельность показателей уродинамики. И хотя установлено, что при этой форме нейрогенной дисфункции объем мочевого пузыря увеличивается на 140 мл, давление мочеиспускания возрастает на 2,1 кН/м², сила сокращения детрузора уменьшается на —2,32 кН/м² и высокий тонус пузыря снижается на 1,64 кН/м² (табл. 5.2), статистическую достоверность этих данных показать не удается.

Положительное влияние электростимуляции на функцию мочевого пузыря проявляется как в усилении сократительной способности детрузора, повышении его тонуса, увеличении скорости потока мочи, так и в приобретении им способности развивать более длительную фазу изотонического сокращения; все это делает рефлекторный акт мочеиспускания координированным и способствует лучшему срабатыванию механизма раскрытия шейки мочевого пузыря. На таком благоприятном фоне включение в ряде случаев вспомогательных сил мочеиспускания — давления брюшного пресса и внутрибрюшного давления — приводит к полноценному мочеиспусканию.

Таблица 5.2. Анализ динамики функциональных показателей мочевого пузыря при электростимуляции (гиперрефлекторный мочевой пузырь)

Параметр	Объем мочевого пузыря, мл	Давление мочеиспускания, кН/м ²	Сила сокращения детрузора, кН/м ²	Тонус детрузора, кН/м ²
<i>M</i>	+ 140,0	+ 2,10	- 2,32	- 1,64
<i>σ</i>	152,0	4,27	3,02	2,18
<i>т</i>	88,0	2,46	1,47	1,26
<i>p</i>	> 0,1	> 0,1	> 0,1	> 0,1

У больных с гиперрефлекторным и гипотоничным мочевым пузырем внутрипузырное давление, обусловленное электростимуляцией, ниже рефлекторного давления опорожнения. Значительно выше внутрипузырное давление, вызванное электростимуляцией, у больных с гипорефлекторным, но гипертоничным мочевым пузырем, это объясняется тем, что при такой форме «нейрогенного» мочевого пузыря имеется больший объем пузыря, электростимуляция которого на фоне хорошо выраженного тонуса приводит к большему подъему давления мочеиспускания.

Таблица 5.3. Изменение функциональных показателей под влиянием электрической стимуляции мочевого пузыря

Параметр	Внутрибрюшное давление, кН/м ²	Внутрипузырное давление при напряжении брюшного пресса, кН/м ²	Количество остаточной мочи, мл
<i>M</i>	+ 0,69	+ 6,63	- 242,0
<i>σ</i>	1,53	18,7	286,0
<i>т</i>	0,38	2,52	71,5
<i>p</i>	> 0,05	< 0,05	< 0,01

Из табл. 5.3 видно, что электростимуляция приводит к возрастанию внутрибрюшного давления на 0,69 кН/м² и возможности увеличивать внутрипузырное давление при напряжении брюшного пресса на 6,63 кН/м². Все это способствует уменьшению объема остаточной мочи (на -242 мл). После электростимуляции отмечается также возрастание скорости потока мочи при рефлекторном мочеиспускании от 9,55 до 15,8 мл/с (табл. 5.4) без катетера и от 0,88 до 1,57 мл/с с уретральным катетером.

Установлено, что среднее значение порогового напряжения электростимуляции равно 11,8 В (табл. 5.5); через 3—4 мес после начала стимуляции появляется тенденция к его увеличению, а затем оно практически остается неизменным в течение всего периода наблюдения за

Таблица 5.4. Скорость потока мочи при рефлекторном мочеиспускании до и после электростимуляции мочевого пузыря

Параметр	Скорость потока мочи, мл/с			
	без катетера		с катетером	
	до стимуляции	после стимуляции	до стимуляции	после стимуляции
<i>M</i>	9,55	15,8	0,88	1,57
<i>σ</i>	3,72	5,0	0,53	0,76
<i>т</i>	0,93	1,25	0,13	0,19

Таблица 5.5. Значение порогового напряжения при электростимуляции мочевого пузыря

Параметр	Напряжение, В	Давление мочеиспускания, кН/м ²
<i>M</i>	11,8	12,0
<i>σ</i>	5,0	4,7
<i>т</i>	1,25	1,14

больным. Через 3 мес значительно возрастает пороговое напряжение у тех больных, у которых расстройство функции мочеиспускания наблюдалось длительное время. Тот факт, что у них, несмотря на очевидное улучшение функции мочевого пузыря (усиление сократительной и тонической активности детрузора, снижение рефлекса и т. д.), после электростимуляции сохраняется некоторый объем остаточной мочи, требующий использования стимулирующих импульсов большой амплитуды, говорит о существенных изменениях в функции возбудимых структур мочевого пузыря. Эти изменения связаны с большим периодом существования «нейрогенных» расстройств, инфекции, а также с имевшимся в прошлом надлобковым свищем и соответствующим увеличением количества соединительной ткани детрузора.

Несмотря на имеющуюся электровозбудимость детрузора, перечисленные факторы в значительной мере ухудшают реакцию тканей на электрическое раздражение. Об этом свидетельствуют небольшой объем мочевого пузыря, пониженная рефлекторная возбудимость, невысокий тонус детрузора и существование рефлюксов. Естественно, что в раннем периоде после травмы спинного мозга, когда «нейрогенные» расстройства мочевого пузыря и инфекции не успели еще вызвать серьезных, необратимых изменений в структуре детрузора, электростимуляция особенно эффективна.

Тем не менее, как показал опыт применения электростимуляции мочевого пузыря в позднем периоде травмы спинного мозга, продолжительность времени от начала заболевания является лишь относительным

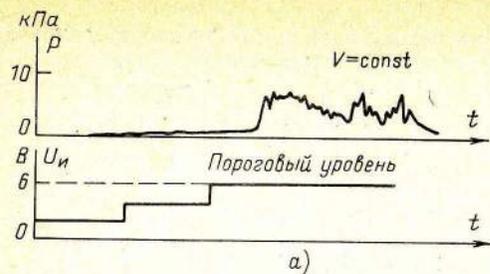


Рис. 5.8. Графики изменения давления в мочевом пузыре в процессе определения порогового напряжения и порогового объема мочевого пузыря

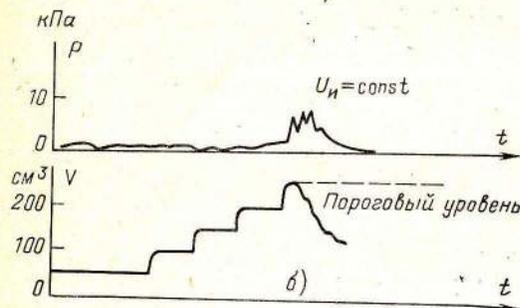
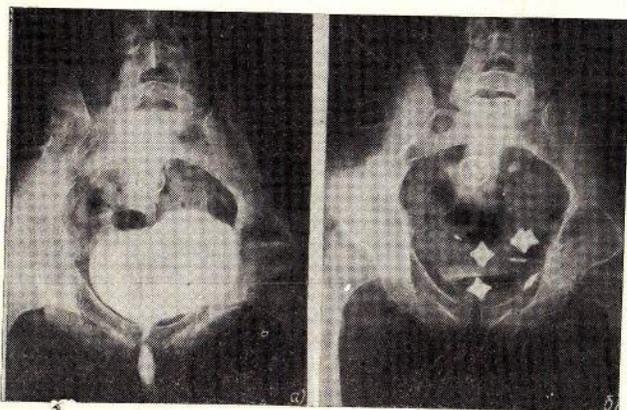


Рис. 5.9. Цистограммы до электростимуляции (а) и через 5 мин после электростимуляции (б) мочевого пузыря



показателем ожидаемого эффекта стимуляции. Необходимо оценивать весь комплекс признаков функционального состояния мочевого пузыря в их связи со временем, прошедшим с момента начала заболевания.

Для обеспечения эффективного опорожнения мочевого пузыря под влиянием электрической стимуляции необходим точный выбор порога электрической стимуляции по напряжению (рис. 5.8,а), т. е. такого минимального напряжения, при котором впервые наступает оптимальный подъем внутрипузырного давления и акт мочеиспускания. Кроме того, необходимо, чтобы пороговое напряжение действовало на пузырь, объ-

ём которого больше порогового значения, т. е. такого минимального объема пузыря Q , при котором пороговое напряжение может вызвать акт мочеиспускания (рис. 5.8,б). После правильного подбора пороговых значений напряжения и объема мочевого пузыря проводятся сеансы электростимуляции, вызывающие его опорожнение. На рис. 5.9,а показан наполненный мочевой пузырь перед электростимуляцией и над ним вшитый радиочастотный приемник, на рис. 5.9,б — мочевой пузырь, опорожненный при помощи электростимуляции; видны также платиновые электроды и приемник.

При электростимуляции мочевого пузыря, как уже отмечалось, серьезной проблемой является сопротивление процессу мочеиспускания со стороны сфинктера и мышц тазового дна. По мнению ряда авторов, эта проблема является одной из причин неудач клинического применения данного метода [6].

Действительно, как выяснилось, сопротивление сфинктера мочевого пузыря до и после электростимуляции у большинства больных увеличивается. Однако рациональное расположение электродов, препятствующее распространению деполяризующего тока на сфинктер, способствует лучшему клиническому эффекту электростимуляции мочевого пузыря. При стойком сокращении мускулатуры сфинктеров тазового дна и нижних конечностей электростимуляцию мочевого пузыря надо сочетать с рядом дополнительных оперативных вмешательств. В этих случаях мы применяем трансуретральную электростимуляцию шейки мочевого пузыря и пудендотомию. Выбор одной из этих операций производится в каждом конкретном случае с учетом основных показаний и противопоказаний. Надо отметить, что сочетание электростимуляции мочевого пузыря (при правильном расположении электродов) с рядом дополнительных оперативных вмешательств на нервной системе и шейке мочевого пузыря позволяет решить проблему снижения возрастающего при электростимуляции сопротивления сфинктера пузыря и мускулатуры тазового дна.

Определенное место при электростимуляции мочевого пузыря занимает проблема боли. В наших наблюдениях лишь у одного больного имела болевая реакция при стимуляции. Механизм боли при радиочастотной стимуляции мочевого пузыря точно не известен [25]. Предполагается, что могут раздражаться висцеральные афферентные нервы, тазовая мускулатура и брюшина; этими факторами объясняют возникновение боли при стимуляции пузыря. Снимается эта болевая реакция пресакральной новокаиновой блокадой и уменьшением длительности сеанса стимуляции.

Наблюдение за больными, регулярно использующими электростимуляцию мочевого пузыря, позволяет сделать вывод, что положительное влияние стимуляции на функцию пузыря обеспечивается не только стимулирующим действием на нервно-мышечный аппарат стенки мочевого пузыря, но также нормализующим и координирующим влиянием на сегментарные спинальные рефлекторные механизмы акта мочеиспускания.

5.6. ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ СФИНКТЕРОВ

Наряду с восстановлением функции мочеиспускания при её нарушении в условиях поражения центральной и периферической нервной системы электрическая стимуляция в последние годы начинает все шире применяться для регуляции сфинктерных сокращений мочевого пузыря.

Известно, что при поражении центральных и периферических звеньев системы регуляции сфинктерных сокращений мочевого пузыря и прямой кишки наступает недержание мочи и кала. Причинами подобных нарушений могут явиться осложнения, возникающие в послеоперационный период при аденомэктомии [26], а также осложнения после гинекологических заболеваний [27], ослабление тонуса сфинктеров мочевого пузыря и прямой кишки у здоровых детей и лиц юношеского возраста и т. д. Вполне понятно, насколько тяжелой в медицинском и социально-бытовом отношении является эта патология. Результатом заболевания может явиться появление невротического состояния и чувства общественной неполноценности, изменение характера и общественного поведения человека, неправильное развитие личности.

В настоящее время разработан ряд методов лечения этого заболевания, в том числе лекарственные, хирургические, физиотерапевтические и некоторые другие. Однако их эффективность остается еще низкой, что и обуславливает повышенный интерес к методам и средствам электрической стимуляции сфинктеров, возникший в последние годы у клиницистов и разработчиков медицинской техники.

Сущность метода электростимуляции сфинктеров заключается в том, что при помощи электродов, наложенных в области промежности, подается стимулирующий электрический ток, который приводит сфинктеры в напряженное состояние.

Электростимуляция сфинктеров развивается как по пути создания аппаратов, осуществляющих постоянную стимуляцию, так и по пути создания клинических аппаратов для временной лечебной электростимуляции. Определенный интерес вызывают также имплантируемые устройства для мочеудержания при хроническом недержании мочи, предназначенные для восстановления волевого управления функцией мочеиспускания неврологически поврежденного мочевого пузыря. Подобные устройства должны обеспечивать удержание внутрипузырного содержимого с периодическими его выпусками по потребности. Такое электромеханическое устройство может, например, состоять из имплантируемого исполнительного блока и неимплантируемой части — наружного аппарата управления. Однако в настоящее время наибольшее распространение в указанных случаях находят все же специализированные портативные электростимуляторы, носимые пациентом и обеспечивающие постоянную электростимуляцию при помощи наружных или ректальных электродов. Основные технические характеристики специализированных электростимуляторов сфинктеров, серийно выпускаемых

в СССР и в некоторых других странах, представлены в табл. 5.6. Носимые электростимуляторы работают, как правило, от батарей или аккумуляторов, имеют небольшие габариты и массы, могут закрепляться на поясе пациента. Срок непрерывной работы электростимулятора с одним комплектом питания составляет от одной недели до одного месяца.

Большинство электростимуляторов можно использовать для стимуляции сфинктера мочевого пузыря и анального сфинктера при соответствующем способе расположения и конструкции электродов.

Временная электростимуляция в ряде случаев оказывается весьма эффективным средством лечения больных с недержанием мочи «пейрогенной» природы, а также лиц с пониженным тонусом сфинктера уретры и шейки мочевого пузыря. Поэтому интерес к этой методике неуклонно растет.

Наряду со специализированными аппаратами типа «Эндотон» для этой цели широко и успешно применяют электростимуляторы общеклинического назначения, такие как «Амплипульс-3Т» и «Амплипульс-4», «Бион-3», СНИМ-1. Курс лечения, как правило, состоит из 10—15 процедур, проводимых ежедневно или с интервалом в 1—2 дня. Продолжительность одной процедуры варьируется от 3 до 20 мин. В качестве стимулирующего воздействия используются импульсы с амплитудой до 5 В и частотой следования в диапазоне 20—150 Гц, подаваемые либо в виде последовательности пачек [28], либо в виде непрерывной последовательности с программным переключением частот [29]. Некоторые авторы используют для электростимуляции сфинктера радиоимпульсы с несущей частотой от 1 до 8 кГц, что позволяет повысить порог болевого раздражения [28]. Подключение электростимуляторов можно осуществлять несколькими способами:

активный эндоуретральный электрод подводится через уретру к зоне внутреннего сфинктера, а индифферентный электрод площадью 100 см² располагается над пояснично-крестцовым отделом позвоночника;

активный наружный электрод располагается над лонным сочленением, а индифферентный — над пояснично-крестцовым отделом позвоночника;

активный ректальный электрод вводится на глубину 2—5 см в прямую кишку, а индифферентный площадью 100 см² располагается внизу живота над лоном.

Эффективность лечения больных методом электростимуляции сфинктера колеблется в пределах от 60 до 95% [26—29] и зависит, по мнению ряда авторов, от причин заболевания, возраста пациентов и некоторых других факторов. Вместе с тем следует иметь в виду, что одним из важных факторов, определяющих эффективность стимуляции, является надежная диагностика (возможность объективной оценки функционального состояния детрузора, шейки мочевого пузыря, сфинктера уретры). Надежность диагностики не только имеет зна-

Таблица 5.6. Специализированные электростимуляторы сфинктеров

Параметр	Япония, Nihon-Kohden, модель TEU-1201	Англия, Cardiac records	СССР, модель ЭАС-6-1	СССР, модель Эндотон*
Форма стимулирующих импульсов	—	Двухфазные прямые угольные импульсы	Двухфазные прямые угольные импульсы	Монофазные и двухфазные прямые угольные импульсы
Частота следования импульсов, Гц	20; 40	3,3	150	15—50
Длительность импульсов, мс	—	1,0	2,0	5,0
Несущая частота, кГц	—	—	2,0	1,0
Амплитуда импульсов, В	0—20	0—12	0—6	0—35
Питание, мм	Батарея напряжением 9 В; длительность непрерывной работы 720 ч	Батарея напряжением 9 В; длительность непрерывной работы 168 ч	Батарея напряжением 9 В или аккумулятор типа Д-01	Сеть 220 В, 50 Гц
Габариты, мм	75 × 49 × 21	—	60 × 80 × 28	—
Масса, кг	0,1	—	0,08	6,0
Область применения	Для постоянной стимуляции сфинктера мочевого пузыря	Для постоянной стимуляции анального сфинктера и сфинктера мочевого пузыря	Для постоянной стимуляции анального сфинктера и сфинктера мочевого пузыря	Для временной стимуляции желудочно-кишечного тракта и мочевого пузыря, а также сфинктеров с целью лечения

чение для выработки показателей к применению электростимуляции, но позволяет также осуществлять контроль за ее эффективностью, своевременную коррекцию и оптимизацию режимов электростимуляции.

В целом достигнутые результаты электростимуляции сфинктеров позволяют отнести этот вид стимуляции к достаточно эффективным средствам лечения недержания мочи и кала.

ГЛАВА ШЕСТАЯ

МЕТОДЫ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ ЖЕЛУДОЧНО-КИШЕЧНОГО ТРАКТА

6.1. ОПОСРЕДОВАННАЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ КИШЕЧНИКА

Топографо-анатомическая, физиологическая и иннервационная близость мочевого пузыря и прямой кишки позволили предположить, что кишечник можно раздражать опосредованно — путем раздражения мочевого пузыря и общего ганглионарного аппарата тазовой области.

Были исследованы изменения внутриректального давления во время стимуляции мочевого пузыря [22]. Измерения осуществляли при помощи специального датчика давления, соединенного с самописцем.

Баллонный датчик для измерения внутриректального и внутриабдоминального давлений представляет собой жесткостенную прозрачную хлорвиниловую трубку, на одном конце которой приклеен баллон из эластичной резины. Просветы баллона и трубки сообщаются между собой через ряд отверстий. Внешний диаметр трубки равен 1,5 см. Трубка с баллоном через тройник присоединяется свободным концом к датчику давления и заполняется водой через свободный конец тройника без заполнения самого баллона. Прозрачность стенки трубки позволяет полностью удалить воздух из замкнутой системы, а несжимаемость ее исключает влияние на измеряемое давление сокращений сфинктера прямой кишки.

Введя в баллон 100 мл воды, измеряют давление, развиваемое жидкостью, и определяют влияние заполнения баллона. Это давление в дальнейшем учитывается при расчете собственного внутриректального давления. Затем воду из баллона отсасывают шприцем, баллон вводят в прямую кишку и вновь заполняют ранее выпущенным объемом воды, после чего проводят измерения. Внутриректальное давление измеряется в ампуле прямой кишки и отражает в основном тонус стенок

последней. Разность этого давления и давления, развиваемого самим баллоном, является истинным внутриректальным давлением. После измерения внутриректального давления баллон в исходном состоянии продвигают до ректосигмоидного отдела, где его наполняют и измеряют внутрикишечное давление в покое. Затем больному предлагают произвольно с максимальным усилием напрячь брюшной пресс. Регистрируемый при этом подъем давления составляет истинное внутриабдоминальное давление.

В результате исследований было установлено, что во время раздражения мочевого пузыря внутриректальное давление обычно повышается. Однако это происходит не сразу, а лишь после трех-четырех следующих друг за другом раздражений мочевого пузыря.

Из рис. 6.1 видно, что первые раздражения мочевого пузыря не вызывают заметного изменения внутриректального давления. Оно несколько возрастает после третьего и становится четко выраженным при четвертом раздражении. Длительный латентный период ответа и явная суммация эффектов при повторных раздражениях свидетельствуют против предположения о том, что сокращение прямой кишки вызывается непосредственным действием электрического тока на ее стенку. Наблюдаемые эффекты, по-видимому, имеют рефлекторную природу и связаны с суммацией эффектов раздражения в спинном мозгу при стимуляции мочевого пузыря.

Исследование суммарной электрической активности тонких кишок на поверхности брюшной стенки осуществляли при помощи накожных электродов в виде круглых пластин диаметром 1,5—2 см с грушей, обеспечивающей присасывание электродов к поверхности живота. Междуэлектродное расстояние составляет 5—6 см. Электроды размещают слева или справа от средней линии живота, по одну ее сторону, на уровне пупка. Используется прибор с полосой пропускания от 0,08 до 0,2 Гц, что позволяет регистрировать электрическую активность только тонких кишок и исключает интерференцию биотоков скелетной и дыхательной мускулатуры, а также гладких мышц других отделов пищеварительного тракта, имеющих несколько иной спектр частот.

Как видно на рис. 6.2, до опосредованной электростимуляции регистрируются только редкие колебания биопотенциалов, имеющие малую амплитуду (рис. 6.2,а). Уже через 12 ч после первого сеанса стимуляции электрическая активность кишечника заметно усиливается (рис. 6.2,б) и в дальнейшем продолжает нарастать (рис. 6.2,в—д), достигая через месяц уровня электрической активности кишечника здорового человека.

Параллельно с повышением электрической активности усилилась и моторно-эвакуаторная функция кишечника, в результате чего через 1,5 мес сформировался рефлекторный акт дефекации с ритмом 1 раз в 1—2 дня.

Обнаруженный феномен повышения моторной активности желудочно-кишечного тракта при опосредованной его электростимуляции

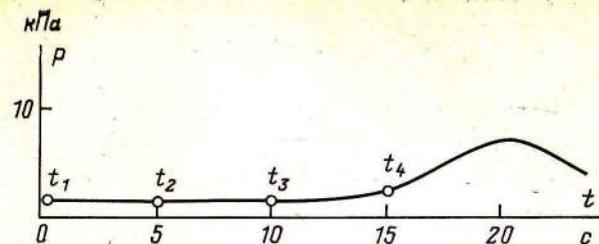


Рис. 6.1. График изменения внутриректального давления P при опосредованной электростимуляции (через мочевой пузырь): t_1-t_4 — моменты стимуляционного воздействия

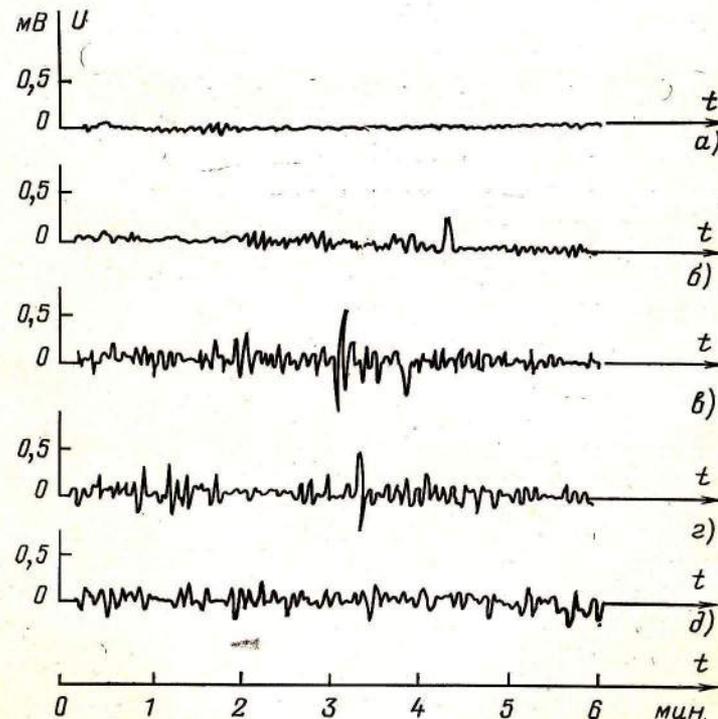


Рис. 6.2. Электроэнтерограммы для опосредованной электростимуляции кишечника (через мочевой пузырь): а — до стимуляции; б — через 12 ч после первого сеанса стимуляции; в, г — в последующие сутки

(через мочевой пузырь), а также литературные источники, указывающие на определенную эффективность электростимуляционных воздействий на кишечник, послужили основанием для специального исследования возможностей прямой электростимуляции желудочно-кишечного тракта и создания специализированных аппаратов для этой цели.

6.2. ВЫБОР ОПТИМАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ ДЛЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ ЖЕЛУДОЧНО-КИШЕЧНОГО ТРАКТА

Известно, что сокращение распространяется по гладкой мускулатуре очень медленно (всего со скоростью около 3 см/с). Но эта малая скорость сочетается с большой силой сокращения гладкой мышцы. Вследствие этого мышца даже при редких ритмических раздражениях легко переходит в длительное состояние стойкого сокращения, напоминающее тетанус скелетных мышц.

Эффект раздражения гладкой мышцы зависит от соотношения между частотой стимуляции и собственной частотой спонтанной активности: при низком тоне (редких спонтанных потенциалах действия) приложенное раздражение усиливает тонус; при высоком же тоне в ответ на раздражение возникает расслабление, так как чрезмерное учащение импульсации приводит к тому, что каждый следующий импульс попадает в рефрактерную фазу, обусловленную предыдущим. Учитывая эти особенности гладкой мышцы, целесообразно начинать подбор оптимальных параметров электрических раздражений с низких частот стимуляционных воздействий.

Степень раздражения желудка и кишечника определяется по сокращению их мышечных слоев и отражению этого процесса в форме повышения внутрижелудочного и внутрикишечного давлений, а также их электрической активности. При подборе оптимальных параметров электрического раздражения желудка и кишечника в эксперименте датчики давления в виде зонда с раздувным баллоном устанавливаются в просвете желудка и в тонкой кишке, на 10—15 см дистальнее от места электрического раздражения; выходной сигнал датчика давления регистрируется самописцем.

Сначала была установлена (по изменению внутрикишечного давления) зависимость силы сокращения кишечной стенки от длительности стимулирующих импульсов в диапазоне от 0,5 до 10 мс при частоте следования 6 Гц и амплитудах от 0 до 25 В. Расширение диапазона амплитуд нецелесообразно, так как напряжение выше 25 В может привести к повреждению тканей висцеральных органов.

Статистический анализ эффективности стимулов с разными длительностями при раздражении желудка и кишечника, так же как и при раздражении мочевого пузыря, показал, что существенные различия имеются лишь при длительностях 0,5 и 1,5 мс, при которых элект-

ростимуляция наименее эффективна. В остальном диапазоне (1,5—10 мс) различие в значениях внутрикишечного давления менее выражено. Среднее значение внутрикишечного давления больше при длительности стимулов 5 мс, поэтому она рекомендована как оптимальная.

Затем были выявлены оптимальные частоты следования импульсов при постоянной длительности 5 мс и амплитудах от 0 до 25 В. Исследование в диапазоне частот от 5 до 50 Гц показало, что оптимальная частота находится в пределах 15—50 Гц.

Для кишечника характерно, что при его электростимуляции сокращение мышц кишечника в ответ на электрическое раздражение возникает под электродами и в непосредственной близости от них, в пределах 10—15 см. Распространенная волна перистальтики имеет больше сегментарную рефлекторную природу, а не является ответом на прямое раздражение участка кишки.

Определив диапазон оптимальных параметров электростимуляции кишечника, необходимо в каждом клиническом случае установить пороговое значение напряжения при постоянной оптимальной частоте и длительности стимулов, т. е. то минимальное напряжение, которому соответствует наибольшая электрическая активность кишечника. Для этого до наложения стимуляционных электродов в течение 5—7 мин регистрируется спонтанная электрическая активность кишечника, которая служит фоном для оценки динамики изменения активности в ходе исследования. Затем создается электрическое поле между отрицательным активным электродом, вводимым в прямую кишку, и положительным пассивным, расположенным снаружи на брюшной стенке.

Активный ректальный электрод представляет собой цельнометаллический стержень из нержавеющей стали длиной 30 см и диаметром 0,5 см, изогнутый на конце по форме изгиба крестца. Весь электрод затянута в резиновую оплетку, кроме свободного участка на конце длиной 1—1,5 см. Оплетка предохраняет анальные сфинктеры от ожога током, а также препятствует утечке тока по всей длине электрода. На противоположном конце имеется специальное гнездо для соединителя стимулятора.

Пассивный электрод представляет собой свинцовую пластинку с размерами поверхностей 12×6 см и толщиной 1—1,5 см, заключенную в прокладку из фланели. Прокладка смачивается физиологическим раствором для повышения электропроводности.

Активный электрод вводят в прямую кишку на глубину 15—20 см выгнутой стороной в соответствии с изгибом крестца. Затем его поворачивают «клювом» к крестцу и устанавливают на уровне пояснично-крестцового сочленения так, чтобы он плотно упирался в стенку кишки. Пассивный электрод со смоченной физиологическим раствором прокладкой размещают на брюшной стенке.

При введении ректального электрода, как правило, наступает рефлекторный подъем спонтанной активности. Через 5—10 мин после введения электрода электрическая активность возвращается к исходному

состоянию. Затем при непрерывно продолжающейся регистрации фиксируют пакеты прямоугольных стимулов (длительность одного импульса 5 мс, частота следования 15 Гц, а амплитуда постепенно увеличивается). Частота следования импульсов и их длительность остаются в течение всей процедуры неизменными. Продолжительность периода подачи импульсов при каждом значении амплитуды составляет 30 с. Регистрируемая при работе стимулятора электрическая активность является наведенной активностью. В интервалах между периодами наведенной активности после каждого нового значения амплитуды импульсов стимуляции проявляется спонтанная электрическая активность кишечника.

После прекращения стимуляции продолжают регистрировать электрическую активность через интервалы времени 5—10 мин, 30 мин, 1 ч, 2—3 ч, 5—6 ч, 22—24 ч с тем, чтобы определить длительность следовой реакции кишечника на стимуляцию. Порог возбудимости кишечника определяют по тому наименьшему значению напряжения, при котором возрастание спонтанной активности является наибольшим.

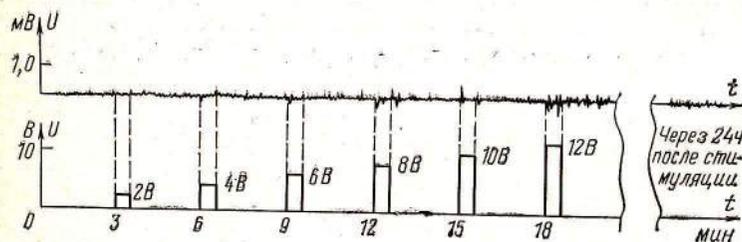


Рис. 6.3. Характер изменения спонтанной биоэлектрической активности кишечника при определении порога по напряжению для электростимуляционного воздействия

На рис. 6.3 показано изменение спонтанной биоэлектрической активности по мере увеличения амплитуды импульсов в процессе определения порога по напряжению с последующей регистрацией следовой реакции. На верхнем графике представлена фоновая спонтанная активность. Впервые наибольший подъем спонтанной активности наблюдается при амплитуде импульсов 12 В; дальнейшее увеличение напряжения не вызывает существенного усиления активности. Это напряжение и принимается за пороговое.

Для того чтобы оценить адекватность отражения моторики кишечника регистрируемой электрической активностью, последнюю сопоставляли с результатами рентгеноконтрастного исследования желудочно-кишечного тракта до, во время и после электростимуляции. Эти сопоставления позволили установить, что спонтанная электрическая активность кишечника находится в прямой зависимости от его моторной активности.

Таким образом, опираясь на данные исследований [6] и показания электрогастро- и электроэнтерограмм и не усложняя процесс контроля за адекватностью электростимуляции в каждом случае другими дополнительными исследованиями, можно проводить прямую электростимуляцию желудочно-кишечного тракта.

6.3. ПРЯМАЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ ЖЕЛУДОЧНО-КИШЕЧНОГО ТРАКТА

6.3.1. ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ МЕТОДА

Для электростимуляции кишечника в настоящее время используются стимуляторы различных типов как универсальные, так и специального назначения. В качестве примера рассмотрим электростимулятор «Эндотон-1», разработанный ВНИИМП в содружестве с рядом отечественных клиник [1].

Структурная схема прибора приведена на рис. 6.4. В его состав входят генератор опорной частоты, формирователь импульсов, усилитель мощности, измерительное устройство и блок питания. В генераторе опорной частоты формируется переменное напряжение с частотой 2000 Гц. В формирователе методом последовательного деления этого напряжения формируются однофазные или двухфазные импульсы с частотой следования 1000, 100, 50, 25, 12, 5 и 0,25 Гц, поступающие непрерывно или в виде периодически следующих посылок на выход стимулятора через усилитель мощности и измерительное устройство. Усилитель выполнен по бестрансформаторной схеме на транзисторах и работает в ключевом режиме. Выходной импульсный ток практически не зависит от изменения сопротивления нагрузки (например, при смещении электрода во внутренней полости организма), его максимальное значение составляет 35 мА. Измеритель выполнен в виде пикового детектора с миллиамперметром на выходе.

Электростимулятор имеет малые габариты и заключен в корпус из ударопрочного полистирола. Органы управления расположены заподлицо с передней панелью аппарата. Сетевой шнур и кабель пациента укладываются для хранения и переноски в специальный отсек, закрывающийся крышкой. В комплект аппарата входят большие и малые ректальные электроды, дуоденальный электрод-зонд, пластинчатые электроды для наружной стимуляции и электрод для стимуляции анального сфинктера.

Наряду со специализированными аппаратами типа «Эндотон-1» для целей электростимуляции желудочно-кишечного тракта в клинических условиях могут быть использованы (и с успехом применяются) такие аппараты, как «Амплипульс-3Т» [2], «Амплипульс-4», ЭТМ-1, ЭСЛ-2 [3] и ряд других моделей.

Предпринимаются также попытки создания частично имплантируемых устройств на основе радиочастотной или индукционной связи

внешнего генератора с имплантируемой приемной частью. Примером может служить экспериментальная модель аппарата для индукционной электростимуляции желудочно-кишечного соустья после резекции желудка [4], разработанная в Центральном институте усовершенствования врачей. Структурная схема аппарата приведена на рис. 6.5. В коммутаторе осуществляется коммутация стимулирующих импульсов, поступающих с выхода генератора стимулирующих импульсов, при

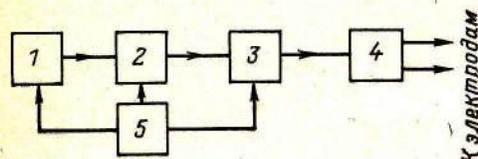


Рис. 6.4. Структурная схема электростимулятора «Эндотон-1»:

1 — генератор опорной частоты; 2 — формирователь импульсов; 3 — усилитель мощности; 4 — измерительное устройство; 5 — блок питания

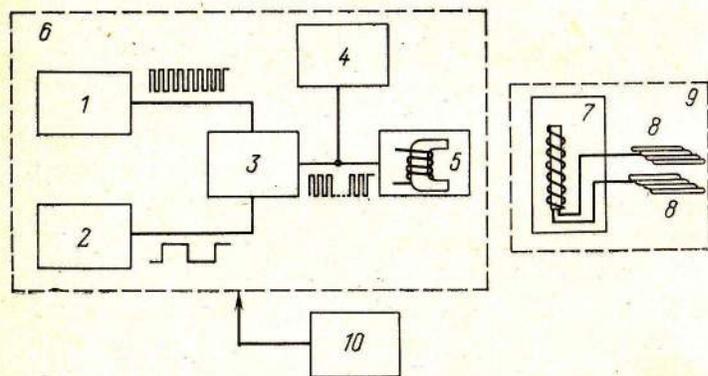


Рис. 6.5. Структурная схема частично имплантируемого стимулятора с индукционной связью:

1 — генератор стимулирующих импульсов; 2 — формирователь коммутирующих импульсов; 3 — коммутатор; 4 — индикатор; 5, 7 — индукционная катушка; 6 — внешний генератор; 8 — электроды; 9 — имплантируемая приемная часть; 10 — блок питания

помощи импульсов с выхода формирователя коммутирующих импульсов. Длительность пачки стимулирующих импульсов на выходе коммутатора может быть установлена в пределах 5—15 с. При приложении индуктора к брюшной стенке над индукционной катушкой в последней индуцируются стимулирующие импульсы с амплитудой 4—5 В и силой тока 10—15 мА.

Индукционная катушка с сердечником смонтирована в герметичном корпусе из биоинертного материала длиной 39 мм и диаметром 7 мм. Электроды 8 размерами 20×5 мм выполнены в виде двойной сплюсненной проволочной спирали, что обеспечивает их свободное растяжение при перистальтических движениях кишки. Описанное уст-

ройство было апробировано в экспериментах с длительностью периода наблюдения более полутора лет, в которых получен положительный результат электростимуляции зоны гастроэнтероанастомоза [4, 5]. Однако следует отметить, что попытки применения частично имплантируемых устройств пока еще не выходят за рамки отдельных экспериментальных исследований.

6.3.2. СПОСОБЫ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ ЖЕЛУДОЧНО-КИШЕЧНОГО ТРАКТА

Трансгастральная и трансдоуденальная электростимуляции. При проведении униполярной электростимуляции желудка (рис. 6.6) и двенадцатиперстной кишки в них вводят активный электрод-зонд,

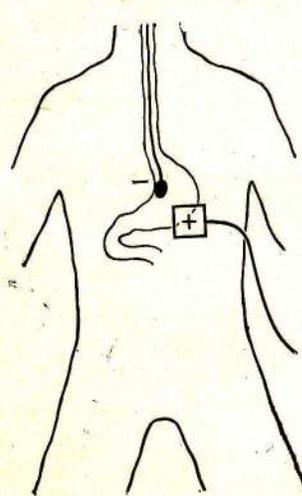


Рис. 6.6. Схема подведения электродов при униполярной электростимуляции желудочно-кишечного тракта

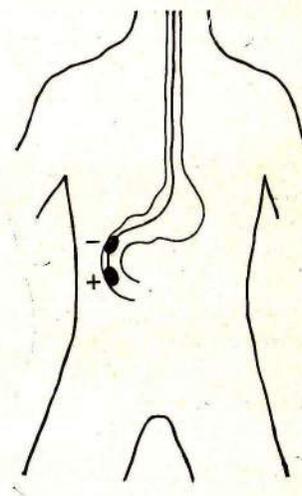


Рис. 6.7. Схема подведения электродов при биполярной электростимуляции желудочно-кишечного тракта

обычно состоящий из прозрачной поливинилхлоридной трубки, на одном конце которой находится металлический наконечник в виде оливы, а на другом штуцер (как в аппарате «Эндотон-1») для присоединения к стандартному шприцу и однополюсная вилка для подключения кабеля пациента. Боковая поверхность трубки около оливы обычно имеет перфорацию, что позволяет не только проводить стимуляцию, но при необходимости также откачивать содержимое желудка или вводить лекарственные препараты и питательные смеси. Индифферентный электрод (положительной полярности), представляющий собой сви-

цовую пластину размерами 10×15 см, помещают на брюшной стенке в области эпигастрия, под пластину подкладывают марлю, смоченную в физиологическом растворе. Активный электрод устанавливают в нужном положении по меткам на зонде, а в отдельных случаях — под рентгенологическим контролем (когда возникает необходимость проверки локализации электрода и когда это позволяет состояние больного).

При биполярной электростимуляции (рис. 6.7) в желудок или двенадцатиперстную кишку вводят два электрода, смонтированных на дуоденальном зонде. Электроды (серебряные пластинки размерами $0,5 \times 0,5$ см) размещают на расстоянии 3 см одна от другой. Уменьшение расстояния между ними может привести к спастическому сокращению стенки желудка или кишки в области прикосновения электродов. При биполярной стимуляции требуется меньшая сила тока по сравнению с униполярной, что помогает избежать неприятных ощущений у больных. Однако униполярная стимуляция имеет и другое преимущество — возможность охвата полем электрического тока большей зоны кишечника с вовлечением мейснеровского и ауэрбаховского сплетений.

Трансректальная электростимуляция. Данный способ электростимуляции заключается в создании электрического поля между активным электродом (отрицательный полюс), находящимся в прямой кишке, и индифферентным электродом (положительный полюс), расположенным на брюшной стенке (рис. 6.8).

Активный электрод представляет собой цельнометаллический стержень, изогнутый по форме изгиба крестца. При стимуляции электрод вводят в ампулу прямой кишки и поворачивают «клювом» к ее задней поверхности в области пояснично-крестцового сочленения, чтобы он плотно уперся в стенку кишки. Индифферентный электрод помещают на передней брюшной стенке в левой подвздошной области или на пояснице.

Электростимуляция через кишечные свищи. Униполярный активный электрод вводят в свищ, а индифферентный помещают на передней брюшной стенке (при отсутствии раны или повязок) или под поясничную область.

В некоторых случаях уже на операционном столе в свищ вводят резиновую трубку диаметром 2,5—3 см, через которую впоследствии легко вводится электрод (рис. 6.9). Иногда на стенку кишки вокруг дренажной трубки накладывают дополнительный провизорный кисетный шов для предотвращения вытекания кишечного содержимого в рану, когда трубку удаляют из просвета кишки во время электростимуляции (рис. 6.9).

Сочетанные методы электростимуляции. В отдельных случаях, когда электростимуляция оказывается недостаточно эффективной для

восстановления двигательной активности желудочно-кишечного тракта, применяют сочетанные способы введения электродов в различные органы:

1) активный электрод вводят в препилорическую область желудка на дуоденальном зонде и производят электростимуляцию в течение 30 мин. После этого активный электрод вводят в прямую кишку и стимулируют ее также в течение 30 мин. Индифферентный электрод помещают в левой подвздошной области (рис. 6.10);

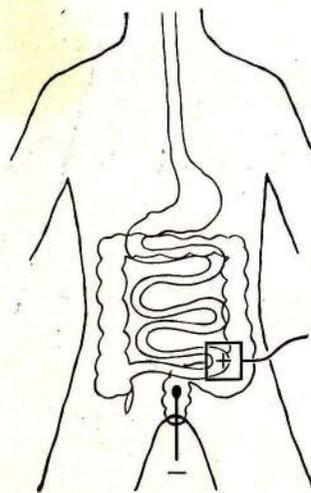


Рис. 6.8. Схема подведения электродов при трансректальной электростимуляции желудочно-кишечного тракта

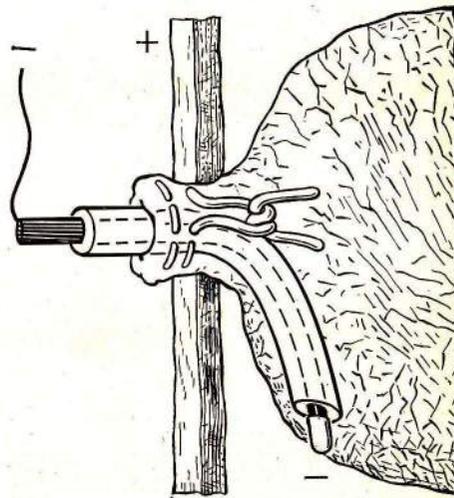


Рис. 6.9. Электростимуляция через кишечный свищ на брюшной стенке

2) один активный электрод вводят в прямую кишку, второй — в кишечный свищ. Индифферентный электрод помещают с противоположной стороны на передней брюшной стенке или под поясничную область (рис. 6.11). Электрический ток проходит постоянно через все электроды в течение одного часа;

3) на дуоденальном зонде вводят два активных электрода — один в препилорический отдел желудка, другой — в двенадцатиперстную кишку. О месте расположения электродов можно судить по меткам на зонде или по данным рентгенологического контроля; расстояние между электродами должно быть не меньше 20 см. При униполярной методике стимуляции индифферентный электрод помещают в эпигастриальной области.

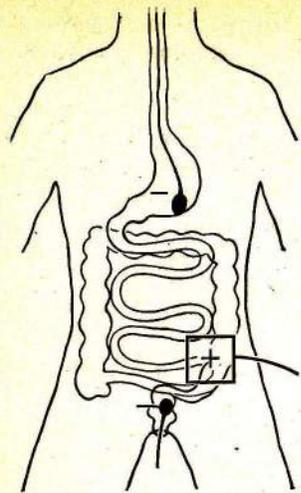


Рис. 6.10. Схема подведения электродов при сочетанной электро- стимуляции желудочно-кишечного тракта (трансгастральной и транс- ректальной)

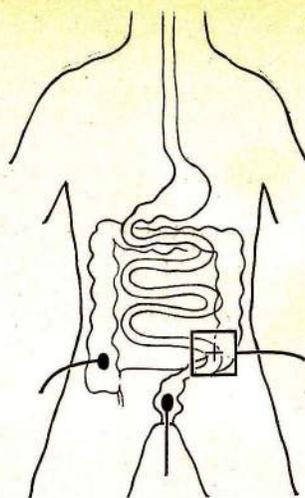


Рис. 6.11. Схема подведения электродов при сочетанной электро- стимуляции желудочно-кишечного тракта (трансректальной и через кишечный свищ)

6.4. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ ЖЕЛУДОЧНО-КИШЕЧНОГО ТРАКТА

Чтобы дать представление об эффективности метода и перспективности новых разработок аппаратуры для электро- стимуляции желудочно-кишечного тракта, остановимся подробнее на результатах применения метода в условиях клиники.

Электро- стимуляция моторики желудка и кишечника производилась нами при помощи универсальных электростимуляторов. В рассматриваемых ниже случаях применялись следующие параметры электро- стимуляционного воздействия: сила тока 5—12 мА, напряжение 2—20 В, форма импульса прямоугольная, длительность 5 мс, частота следования 20—60 Гц. Исключение составляет стимуляция толстого кишечника, при которой силу тока увеличивали до 15 мА. Режим стимуляции — периоды воздействия длительностью по 3 мин с интервалом 3 мин в течение 30 мин.

Важным фактором успешного применения электро- стимуляции является правильное введение и расположение электродов в органах пищеварительного тракта. Применялись следующие методики введения электродов у больных:

- 1) трансгастральная и трансдуоденальная электро- стимуляция (униполярная и биполярная);
- 2) трансректальная электро- стимуляция;
- 3) электро- стимуляция через кишечные свищи. Униполярный активный электрод вводили в свищ, а индифферентный помещали на передней брюшной стенке (при отсутствии раны или повязок) или под поясничную область;
- 4) сочетанные методы электро- стимуляции;
- 5) электро- стимуляция в сочетании с поясничной новокаиновой блокадой по методу А. В. Вишневого. Больным сначала производили блокаду 0,25%-ным раствором новокаина в количестве 150 мл. Через один час после введения новокаина осуществляли электро- стимуляцию желудочно-кишечного тракта, используя различные варианты введения электродов;

6) электро- стимуляция в сочетании с ганглионарной блокадой. Для ганглионарной блокады больным вводили внутримышечно 2 мл 1,5%-ного ганглерона при нормальном или повышенном артериальном давлении. Как известно, ганглерон оказывает холинолитическое, спазмолитическое и местноанестезирующее действие, блокирует Н-холинореактивные системы вегетативных узлов (парасимпатических и симпатических) и центральную нервную систему, вызывает расслабление гладкой мускулатуры. Через один час после введения ганглерона производили электро- стимуляцию моторики желудочно-кишечного тракта.

Результаты измерений по каждому показателю электрогастрограммы и электроэнтерограммы были подвергнуты статистической обработке на ЭВМ [7].

Обычно применяемые методы регистрации моторной активности желудочно-кишечного тракта не дают достаточно полного представления о его двигательной функции. Поэтому нами была применена также контрастная рентгенография желудочно-кишечного тракта, позволяющая по обзорным рентгенограммам брюшной полости оценивать состояние двигательной активности пищеварительного тракта в условиях динамического контроля за продвижением контрастного вещества.

В плановом порядке были произведены оперативные вмешательства у 59 больных по поводу следующих заболеваний: язвенная болезнь желудка, перигастрит, рак желудка, рак прямой кишки, хронический холецистит, хронический аппендицит, послеоперационная вентральная грыжа, киста яичника.

После операций обычно на 2—3 сут развивался парез, что подтверждалось низкими показателями электрической активности по данным электрогастрографии — частота колебаний ($2,10 \pm 0,24$) в минуту ($P < 0,01$), амплитуда колебаний ($2,19 \pm 0,23$) в минусу ($P < 0,05$), амплитуда колебаний ($1,66 \pm 0,70$) мВ ($P < 0,01$). У 10 больных после плановых операций парез был клинически слабо выражен. Этому соответствовали и показатели электрогастрографии — частота колебаний

($3,75 \pm 0,19$) в минуту ($P < 0,05$), амплитуда колебаний ($3,50 \pm 0,47$) мВ ($P < 0,05$); электроэнтерографии — частота колебаний ($4,40 \pm 0,17$) в минуту ($P < 0,05$), амплитуда колебаний ($3,85 \pm 0,19$) мВ ($P < 0,05$). У этих 10 больных электростимуляция была проведена с профилактической целью, а у остальных 49 — с лечебной целью.

После плановых операций электростимуляция оказалась эффективной у 58 исследуемых, и только у одного больного с разлитым гнойным перитонитом она не дала результата. У 13 больных электростимуляция на фоне поясничной новокаиновой блокады по методу А. В. Вишневого была эффективной. Нередко лечебное действие электрического тока проявлялось в период от 1 до 12 ч после сеанса электростимуляции.

У четырех больных после плановых операций применили электростимуляцию через кишечный свищ. Во время электростимуляции через свищ активно выделялось содержимое кишечника; вместе с тем отмечалось восстановление двигательной активности всего желудочно-кишечного тракта, связанного, по-видимому, с рефлекторным действием электрического тока, что позволило разгрузить не только близлежащие к свищу петли кишечника. Еще у четырех больных был отмечен хороший лечебный эффект при комбинированном введении электродов через кишечный свищ и прямую кишку.

О клинической эффективности электростимуляции свидетельствуют достаточно высокие показатели электрической активности по данным электрогастрографии — частота колебаний ($4,26 \pm 0,18$) в минуту ($P < 0,05$) и амплитуда ($3,71 \pm 0,18$) мВ ($P < 0,05$). При изучении электрогастрограмм наблюдался низкий уровень зубцов в начальный период (3—4 мин); по-видимому, он был обусловлен торможением желудка.

На электроэнтерограммах также повысились показатели электрической активности — отмечалась частота колебаний ($4,44 \pm 0,25$) в минуту ($P < 0,05$) и амплитуда ($3,61 \pm 0,14$) мВ ($P < 0,05$).

Эффект электростимуляции в большинстве случаев сохранялся на следующие сутки, о чем свидетельствуют показатели электрогастрограммы — частота колебаний ($4,56 \pm 0,27$) в минуту ($P < 0,05$) и амплитуда ($3,58 \pm 0,24$) мВ ($P < 0,05$) и электроэнтерограммы — частота колебаний $4,60 \pm 0,28$ в минуту ($P < 0,05$) и амплитуда ($3,19 \pm 0,13$) мВ ($P < 0,05$).

Для контроля эффективности электростимуляции результаты клинико-электрофизиологических исследований сопоставляли с рентгенологическими данными. На рентгенограммах у девяти больных из десяти была отмечена ускоренная эвакуация контрастного вещества по желудочно-кишечному тракту, особенно по тонкому кишечнику. У одного больного в течение 6 ч эвакуация не наступила, несмотря на хорошие показатели электрической активности; это свидетельствует о том, что не всегда эвакуаторный эффект соответствует моторному. В одном случае отмечено маятникообразное движение контрастного

вещества, отражающее восстановление двигательной активности желудочно-кишечного тракта. У всех больных на рентгенограммах имелись косвенные признаки повышения тонуса кишечника и желудка.

У 57 больных были произведены операции в экстренном порядке при следующих заболеваниях: перфоративная язва желудка; острый холецистит, острый аппендицит, ущемленная грыжа, острая кишечная непроходимость, панкреонекроз, повреждения органов брюшной полости, гнойное воспаление матки и придатков.

Показатели электрической активности желудка и кишечника до операции имели следующие значения: на электрогастрограмме частота колебаний ($2,90 \pm 0,16$) в минуту ($P < 0,01$), амплитуда ($1,13 \pm 0,10$) мВ ($P < 0,05$); на электроэнтерограммах частота колебаний ($2,00 \pm 0,10$) в минуту ($P < 0,01$), амплитуда ($1,14 \pm 0,90$) мВ ($P < 0,01$). После операции парез обычно продолжался, электрическая активность желудка и кишечника оставалась низкой.

На рентгенограммах после операции отмечались задержка контрастного вещества, скопление жидкости, кала и газов в кишечнике, а также косвенные признаки снижения тонуса желудка и кишок. Моторная активность желудка и кишечника ослаблена, а продолжающийся в течение длительного времени (3—5 дней) после начала заболевания парез вызывает деструктивные изменения в нервно-мышечном аппарате желудка и кишечника, что затрудняет борьбу с нарушениями двигательной активности желудочно-кишечного тракта.

У 31 больного с местным перитонитом после электростимуляции наблюдался хороший лечебный эффект: усиление кишечных шумов, отхождение газов, появление акта дефекации.

Электростимуляция была эффективной и у 19 из 22 больных с разлитым гнойным перитонитом.

Если электростимуляция сама по себе оказывается неэффективной, то ее применяют на фоне поясничной новокаиновой блокады. После электростимуляции на фоне блокады были отмечены повышенные показатели электрической активности — на электрогастрограммах частота колебаний ($3,97 \pm 0,21$) в минуту ($P < 0,01$), амплитуда ($4,06 \pm 0,13$) мВ ($P < 0,01$); на электроэнтерограммах частота колебаний ($3,28 \pm 0,19$) в минуту ($P < 0,05$), амплитуда ($4,58 \pm 0,21$) мВ ($P < 0,05$).

Электростимуляция на фоне ганглионарной блокады дала у всех больных хороший лечебный эффект. После введения ганглерона на электрогастрограммах отмечалось незначительное повышение электрической активности; частота колебаний составляла ($3,19 \pm 0,12$) в минуту ($P < 0,05$), амплитуда ($2,88 \pm 0,11$) мВ ($P < 0,05$); на электроэнтерограммах частота колебаний равнялась ($3,01 \pm 0,21$) в минуту ($P < 0,05$), амплитуда ($3,11 \pm 0,13$) мВ ($P < 0,05$). После электростимуляции отмечено достоверное повышение показателей электрической активности; на электрогастрограммах частота колебаний составляла ($4,03 \pm 0,13$) в минуту ($P < 0,01$), амплитуда ($4,21 \pm 0,20$) мВ ($P < 0,01$);

на электроэнтерограммах частота колебаний равнялась ($4,12 \pm 0,13$) в минуту ($P < 0,01$), амплитуда ($4,11 \pm 0,15$) мВ ($P < 0,01$).

Положительный эффект электростимуляции (усиление кишечных шумов, отхождение газов, стул, прекращение рвоты и т. п.) отмечен у 113 из 116 больных с послеоперационными парезами, или у 97% исследованных. Этот результат получен при использовании следующих параметров стимулирующих импульсов: сила тока 3—15 мА, напряжение 2—20 В, частота 40—60 Гц, длительность 5 мс. Лечебное действие электрического тока иногда проявляется в период от 1 до 12 ч после сеанса электростимуляции.

При проведении электростимуляции моторики активный электрод следует вводить в тот отдел желудочно-кишечного тракта, где наиболее сильно выражена динамическая непроходимость. Можно помещать электроды в прямой кишке или желудке, допустимо комбинированное введение электродов в желудок и прямую кишку, а также введение их в кишечные свищи.

В комплексе нарушений функции органов и систем, возникающих вследствие травмы спинного мозга, одним из наиболее типичных является расстройство моторики желудочно-кишечного тракта. При повреждении спинного мозга возникает дефицит возбуждения центра дефекации, лишнего импульсации от нервных центров, расположенных выше места травмы. Порог возбуждения центра повышается, и для превышения порога требуется длительное раздражение. Каловые массы скапливаются в кишечнике в большом количестве, тогда как рефлекс дефекации не вызывается. Данные электроэнтерографии также свидетельствуют о выраженном угнетении биоэлектрической активности кишечника.

Для изучения эффекта электростимуляции мы подразделяли всех больных с поражением спинного мозга на три группы: к 1-й группе относили больных с поражением шейного и верхнегрудного отделов спинного мозга, ко 2-й группе — с поражением среднегрудного отдела и к 3-й группе — с поражением нижнегрудного, поясничного отдела и конского хвоста.

Влияние прямой (трансректальной) электростимуляции желудочно-кишечного тракта на моторно-эвакуаторную функцию кишечника было исследовано у 64 больных с различными уровнями поражения спинного мозга.

Анализ результатов измерения порога возбуждения кишечника по напряжению указывает на отсутствие строгой зависимости средних пороговых напряжений от уровня поражения спинного мозга, если не считать, что у больных с поражением спинного мозга в среднегрудном отделе пороговые напряжения несколько выше, чем в 1-й и 3-й группах.

В процессе подбора порога выявлена определенная зависимость электрической активности кишечника от значения напряжения. Амплитуда колебаний спонтанной активности начинает нарастать от малых

значений напряжения (4—6 В), но в отличие от амплитуды наведенной активности увеличивается постепенно, достигая максимальных значений при значении, соответствующем пороговому. При дальнейшем повышении напряжения наблюдается постепенное снижение амплитуды колебаний спонтанной активности. Эта амплитуда остается повышенной и после окончания стимуляции (через 5 мин, 30 мин, 2 ч).

При повышении напряжения стимуляции увеличивается и частота колебаний спонтанной активности. Максимальная частота колебаний, так же как и амплитуда спонтанной активности, во всех группах больных соответствует пороговому напряжению.

На протяжении первого курса электростимуляции восстановление рефлекторного акта дефекации было отмечено у 48 больных (73,4% случаев). Это восстановление было устойчивым в 72,5% случаев, а в 17,5% случаев дефекация наступала только после очередного сеанса стимуляции; в дальнейшем рефлекс угасал.

При травме спинного мозга возникают нарушения координации моторики кишечника с работой анальных сфинктеров. Повреждение спинного мозга выше уровня центров дефекации приводит к спастическому параличу сфинктеров прямой кишки, способствующему задержанию акта дефекации. При поражении же самих центров возникает вялый паралич сфинктеров, приводящий к недержанию кала.

В результате электростимуляции у больных с травмой нижнегрудного, поясничного отделов спинного мозга и конского хвоста возрастают внутриабдоминальное и внутриректальное давления в среднем до $13,5 \text{ кН/м}^2$. Однако в отличие от «высоких» поражений увеличивается также и сопротивление анальных сфинктеров, т. е. создаются более физиологичные соотношения между давлением в прямой кишке и состоянием ее сфинктеров. Таким образом, после трансректальной стимуляции внутрикишечное и внутриабдоминальное давления обычно превалируют над сопротивлением анальных сфинктеров. Такое соотношение между величинами давления и сопротивления сфинктеров наряду с воздействием на сегментарный рефлекторный аппарат спинного мозга за счет усиления афферентных влияний из тазовой области при трансректальной электростимуляции позволяет выработать относительно управляемый акт дефекации у больных с поражением спинного мозга.

Показаниями к применению электростимуляции являются ослабление моторно-эвакуаторной функции желудочно-кишечного тракта, приводящие к задержке акта дефекации, и сохранная электровозбудимость кишечника.

Электростимуляция противопоказана при желудочно-кишечных кровотечениях, некротических дистрофических процессах в желудочно-кишечном тракте и сердечно-сосудистом коллапсе.

ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ И ЭЛЕКТРОАНАЛЬГЕЗИЯ В АКУШЕРСТВЕ И ГИНЕКОЛОГИИ

Первые попытки использовать электрический ток для лечения женских болезней предпринимались еще в 1755 г. [1]. Однако лишь после 70-х годов прошлого века многие исследователи как в России, так и за рубежом стали изучать применение электричества для этих целей. Так, в 1888 г. появилось сообщение об «электризации матки» постоянным током для лечения женских болезней [2]. В этих целях использовался зонд-электрод, вводимый в цервикальный канал. Зонд состоял из двух металлических цилиндров (биполярный внутриматочный электрод), разделенных диэлектриком. Этот метод имел значительные преимущества перед известными: отсутствие электрода на коже и в связи с этим уменьшение болезненности при проведении электростимуляции, увеличение плотности тока в зоне воздействия, удобство проведения процедуры. В дальнейшем этот метод использовался многими авторами, прежде всего в гинекологической практике для лечения дисфункциональных маточных кровотечений, аменореи, дисменореи, альгодисменореи, субинволюции матки и т. д. [3—8].

Для лечения применяли как постоянный, так и «фарадический ток»¹. В качестве источника постоянного тока использовали элементы Лекланше. Для «фарадизации» применяли различные модели аппаратов, в которых имелись две индуктивно связанные катушки, расположенные горизонтально, причем одна из катушек могла быть приближена или удалена от другой. Расстояние между катушками определялось по шкале в миллиметрах. В большинстве таких аппаратов отсутствовали средства для измерения силы тока или напряжения, поэтому на практике врачи определяли интенсивность терапевтического воздействия в условных единицах (миллиметры расстояния между катушками).

Анализируя некоторые методы терапии дисфункциональных маточных кровотечений, Спенсер Велл [9] в 1888 г. пришел к выводу, что при упорном маточном кровотечении электрический ток «решительно выше стоит всех других средств». По мнению его современника А. Даниель-Бека [10], при лечении альгодисменореи применение элект-

¹ Фарадическим током в медицинской литературе называют импульсный ток на выходе вторичной обмотки трансформатора, полученный при прерывании тока в его первичной обмотке.

ричества более предпочтительно в сравнении с иными методами терапии.

Однако период увлечения электротерапией в гинекологии продолжался недолго в результате появления ряда неудачных работ, дискредитировавших данный метод [11]. И только спустя почти полвека гинекологи вновь обратили внимание на возможность использования электрического тока для лечения женских болезней.

В 1956 г. был предложен метод электростимуляции шейки матки для лечения дисфункциональных маточных кровотечений [12]. Стимуляция осуществлялась прямоугольными электрическими импульсами с частотой 70 Гц, длительностью 2 мс и амплитудой 5 В. Полученные данные свидетельствовали о хорошем гемостатическом эффекте у всех женщин с данной патологией, подвергшихся этому виду лечения.

В нашей стране метод электростимуляции шейки матки для лечения дисфункциональных маточных кровотечений в указанном режиме был применен впервые в 1957 г. [13]. Для проведения электротерапии в шейку матки женщины вводили биполярный электрод в виде цилиндра диаметром 2 мм и длиной 2 см. На дистальном конце цилиндра имеются два изолированных друг от друга металлических кольца диаметром 3—5 мм и шириной 3 мм с расстоянием между ними 3 мм [14].

В последнее время электростимуляция шейки матки прямоугольными импульсами тока находит все более широкое применение при различных патологических состояниях генитальной сферы женщины. В частности, такое лечение успешно применяется при функциональных нарушениях половой системы.

Механизм действия электрического тока при стимуляции шейки матки заключается в возбуждении шеечно-гипоталамо-гипофизарного рефлекса, которое приводит к овуляции и лютеинизации. Нельзя исключить также возможность непосредственного воздействия стимуляции на сократительную активность миометрия.

О высоком терапевтическом эффекте электростимуляции шейки матки при лечении женщин с дисфункциональными маточными кровотечениями сообщают ряд исследователей [15, 16]. Некоторые из них [15] для лечения женщин с указанной патологией применяли выпускаемой промышленностью аппарат ИСЭ-01, используя методику С. Н. Давыдова [13]. Этот аппарат представляет собой генератор импульсов прямоугольной формы. Стимулятор обеспечивает ступенчатую (5 диапазонов) и плавную регулировку амплитуды импульсов от 0 до 80 В. В аппарате предусмотрена также ступенчатая (4 диапазона) и плавная регулировка длительности импульсов в пределах от 0,01 до 50 мс. Частота следования импульсов устанавливается в пределах от 1 до 1000 Гц. Длительность пауз между сериями импульсов может быть изменена от 2 до 7 с с интервалом 0,5 с.

Если учесть, что одной из частых форм патологии в периоде полового созревания являются ювенильные кровотечения, то большой

интерес представляет сообщение об эффективном лечении девушек с этой патологией электростимуляцией шейки матки [17, 18]. Актуально также проведение электростимуляции шейки матки у женщин с рецидивирующими дисфункциональными маточными кровотечениями в профилактических целях [19, 20]. Обычно методика лечения заключается в электростимуляции шейки матки в течение 3 дней по 10 мин, начиная с 14-го дня менструального цикла, на протяжении нескольких менструальных циклов.

Рядом исследователей отмечен положительный терапевтический эффект электростимуляции шейки матки и при других гинекологических заболеваниях. В частности, сообщается о хороших результатах лечения аменореи и альгодисменореи, указывается на возможность успешной терапии гипофункции яичников у больных с генитальным инфантилизмом [12, 21].

В последние годы предложен метод лечения гипофункции яичников при хроническом воспалении придатков матки у женщин с помощью флуктуирующих токов. Для этих целей во ВНИИМП разработан аппарат «Спектр-2Т» (рис. 7.1), представляющий собой генератор низкочастотного шума (диапазон частот 200 Гц—10 кГц, ток в цепи пациента 0—50 мА). Воздействие наносится на органоспецифические для матки и яичников кожные зоны. Отмечается высокий терапевтический эффект данного лечения [22].

Электростимуляция шейки матки оказалась эффективной и при функциональном бесплодии [23, 24]. В медицинской литературе имеются сведения об успешном применении электрического тока при лечении бесплодия, обусловленного функциональной непроходимостью маточных труб, путем воздействия не на шейку матки, а непосредственно на трубы [25]. В этих целях используется аппарат «Стимул-1» (рис. 7.2), генерирующий переменный синусоидальный ток с частотой 2000 Гц либо в непрерывном режиме, либо в режиме прерывания несущей с частотой 50 Гц и скважностью 2. В аппарате предусмотрена возможность стимуляции выпрямленным несглаженным током, а также регулировка фронта и среза импульсов.

Использование синусоидального модулированного тока можно считать перспективным. В последнее время появился ряд работ, указывающих на целесообразность его применения как для электрофореза, так и в «чистом» виде. В частности, электростимуляция электроаномальных зон кожи синусоидальным модулированным током малой интенсивности купирует каузальгии у больных, имеющих генитальный эндометриоз или ранее оперированных по поводу него [26]. Лечение указанных больных может проводиться при помощи серийно выпускаемого аппарата «Амплипульс-4» (рис. 7.3), предназначенного для лечебного воздействия модулированными синусоидальными токами звуковой частоты. Частота несущих колебаний на его выходе составляет 5000 Гц; возможны четыре режима работы:

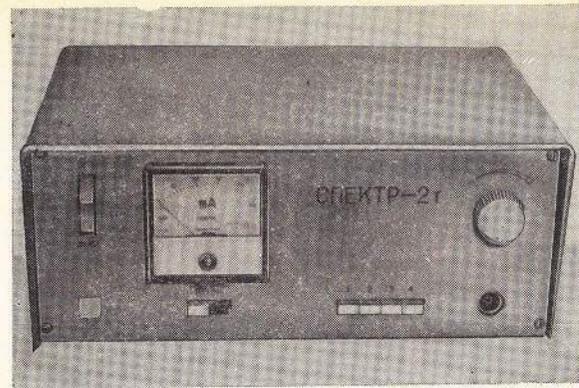


Рис. 7.1. Аппарат «Спектр-2Т»

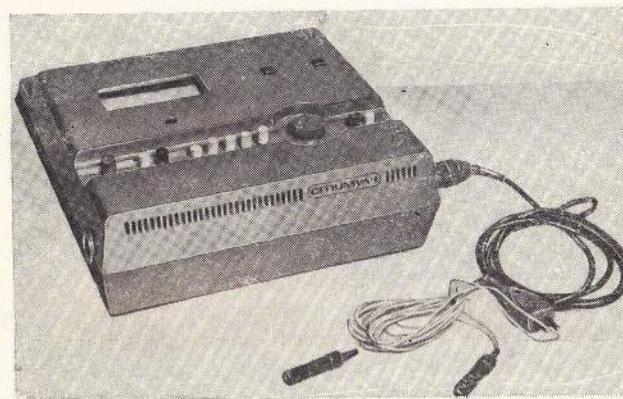


Рис. 7.2. Аппарат «Стимул-1»

а) непрерывные модулированные колебания с произвольно выбранной частотой модуляции 30, 50, 70, 100 или 150 Гц;

б) посылки модулированных колебаний с произвольно выбранной частотой модуляции, чередующиеся с паузой в соотношении 1:1,5; 2:3; 4:6 с;

в) посылки модулированных колебаний с произвольно выбранной частотой модуляции, чередующиеся с посылками немодулированных колебаний;

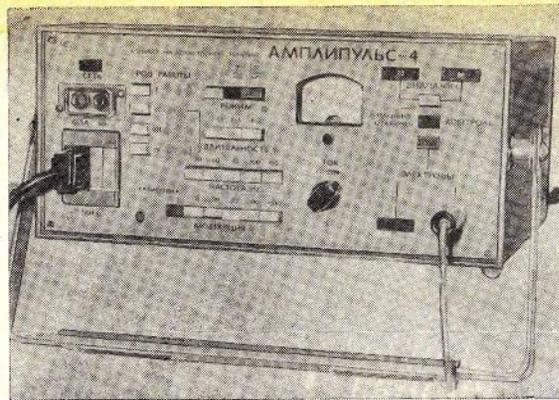


Рис. 7.3. Аппарат «Амплипульс-4»

г) посылки модулированных колебаний с произвольно выбранной частотой модуляции, чередующиеся с посылками модулированных колебаний с частотой модуляции 150 Гц.

Помимо того, в каждом из этих четырех режимов работы на выходе аппарата может быть сформирован выпрямленный сигнал положительной или отрицательной полярности. Коэффициент модуляции устанавливается в аппарате дискретно; он может равняться 0, 50, 75 или 100%. Ток в цепи пациента регулируется плавно от 0 до 80 мА при активном сопротивлении 250 Ом и от 0 до 30 мА при активном сопротивлении 1 кОм.

Описанный аппарат представляет интерес в связи с тем, что может обеспечить преимущественно избирательное влияние действующего фактора. Это достигается изменением частоты и других параметров тока в соответствии с биологическими свойствами и ритмом деятельности отдельных органов и систем, пораженных патологическим процессом. В частности, синусоидальный ток с частотой 5000 Гц, модулированный колебаниями с низкой частотой (30—150 Гц), позволяет оказывать воздействие на кожный рецепторный аппарат без появления у пациента болевых ощущений. Это дает возможность проводить лечение синусоидальным модулированным током по принципам рефлекторно-сегментарной терапии, используя прямые и обратные связи между маткой и соответствующими органоспецифическими зонами кожи.

Аппарат успешно применялся для лечения недонашивания беременности [27]. Под наблюдением находились 38 больных с клиническими симптомами угрожающего выкидыша. Воздействия осуществлялись при абдоминально-сакральном расположении электродов однополупериодными колебаниями электрического тока с частотой 5000 Гц,

модулированного колебаниями с частотой 150 Гц (глубина модуляции 25%). Сила тока подбиралась индивидуально и обычно находилась в пределах 1—3 мА по амплитуде. Продолжительность процедуры составляла 10 мин. Лечение проводили ежедневно; курс состоял из 5—10 сеансов. Хотя это единственная работа, посвященная использованию электрического тока для релаксации матки, следует подчеркнуть, что теоретические соображения о возможности не только стимуляции матки, но и ее релаксации высказывал в 1968 г. Теобальд [28]. Он писал, что действием электрического тока при наружном расположении электродов на подвздошно-паховой или подвздошно-подчревный нервы можно не только возбуждать, но и расслаблять миометрий.

Значительное число исследований направлено на изучение возможностей электростимуляции для родовозбуждения и родостимуляции.

О возможности вызывания искусственных родов постоянным током писали многие исследователи еще в XIX в. Эффект обычно достигался путем проведения электровоздействий в течение 5 дней по 2—3 раза в день, а иногда и чаще до получения сокращений матки. Отмечалась перспективность данного метода и его безопасность по сравнению с методом введения жидкостей и баллонов.

Помимо воздействия постоянным током отдельные акушеры применяли и «фарадический» ток. Одна из последних работ, посвященных усилению родовой деятельности «фарадическим» током, была опубликована в 1938 г. [29]. Электростимуляцию осуществляли во втором периоде родов у 50 женщин. Электроды размещали на коже в нижнем отделе живота и в области крестца. По его данным во всех случаях наблюдалось усиление сократительной деятельности матки, причем отрицательного влияния электростимуляции на мать и плод не выявлено.

В настоящее время для электрического воздействия на матку с целью родовозбуждения и родостимуляции применяют прямоугольные и экспоненциальные импульсы тока в диапазоне частот следования от долей герца до 4000 Гц.

Большинство исследователей считают, что токи звуковой частоты наиболее точно соответствуют задачам электростимуляции. Вместе с тем имеются сообщения, что наилучший эффект при проведении электростимуляции матки через кожные покровы передней брюшной стенки достигается в диапазоне высоких частот (50—100 кГц) [30].

Вопрос о параметрах электрического тока для электрического воздействия на миометрий требует специального изучения и уточнения, так как до настоящего времени еще не выяснены оптимальные значения параметров (сила тока, форма и частота колебаний, длительность раздражения, размеры электродов, место их наложения и т. п.).

Существуют три метода электростимуляции матки:

1) с наружным расположением электродов (один электрод на брюшной стенке, другой на пояснице или крестце);

2) с наружно-внутренним расположением электродов (один электрод на передней брюшной стенке, крестце или пояснице, другой на шейке матки или в сводах влагалища);

3) с внутренним расположением электродов (оба электрода на шейке матки или в цервикальном канале).

Сопоставление результатов исследований различных авторов пока не позволяет отдать предпочтение одному из указанных методов.

Ряд исследователей для электрородовозбуждения применяет наружное расположение электродов — один на брюшной стенке, другой на пояснице или крестце [28, 31, 32]. В практическом отношении это более перспективный метод, так как он более удобен в применении. К тому же при стимуляции через кожные электроды значительную роль играет и рефлекторное воздействие, обусловленное раздражением подвздошно-подчревного и подвздошно-пахового нервов.

По данным некоторых исследователей оптимальными местами расположения электродов являются дно матки в области правого тубного угла и поясница [31]. При размещении же электродов в области левого тубного угла или в нижних отделах матки электростимуляция, как правило, не имеет успеха. В указанной работе использовали первый метод расположения электродов при электростимуляции у 22 женщин в конце беременности. Все исследуемые до родовозбуждения имели слабые схватки и открытие маточного зева до 1 см. Амплитуда раздражающего напряжения сначала равнялась 5 В, затем ее постепенно повышали до 15 В. Длительность прямоугольных импульсов составляла 2—3 мс, частота следования — 30—40 в минуту. Одновременно с электростимуляцией вводили окситоцин. Почти во всех случаях авторы наблюдали повышение частоты и силы схваток. Роды у первобеременных проходили за 3—4 ч, у многорожавших за 1—2 ч. По мнению авторов, многочисленные исследования этого метода показывают его перспективность и возможность снижения дозы используемых медикаментов.

Имеются также сообщения об успехе электрородовозбуждения при наружно-внутреннем расположении электродов [28, 33—35]. Применялись различные параметры электрического тока, размеры электродов и длительность воздействия. Отрицательного влияния на плод в данных исследованиях не выявлено. Одни авторы [33, 36] рекомендуют частоту следования импульсов ниже 1 Гц при длительности 150—300 мс и амплитуде 20—30 мА. Они отмечают, что успех электротерапии может быть достигнут при ее применении ежедневно (или по крайней мере 3 раза в неделю). Другие [34] считают, что при родовозбуждении лучший эффект может быть достигнут при чередовании положительных и отрицательных импульсов тока, подаваемых на электроды, один из которых расположен на коже передней брюшной стенки женщины в области правого угла матки, а другой — во влагалище (парацервикально). В то же время Теобальд [28] отмечает, что им в течение восьми лет успешно проводилась электростимуляция

импульсами с частотой следования 5 Гц и длительностью 0,5 мс. Один из электродов он помещал в шейку матки, а другой в виде иглы вводил под кожу внизу живота.

Наконец, высказывалось мнение, что оптимальными параметрами электрического тока при родовозбуждении у женщин с преждевременным излитием околоплодных вод являются прямоугольные импульсы с частотой следования 10—30 Гц, длительностью 25 мс и амплитудой 5—15 В [35]. Говоря о режимах стимуляции, авторы отмечают, что импульсы следует подавать периодически приблизительно через 3 мин в течение 2,5 ч. У всех наблюдаемых усиливались схватки, хотя у 30% из них после прекращения электровоздействия схватки ослабевали через 1,5—2 ч. По данным этих авторов эффективность электростимуляции зависит от степени зрелости шейки матки (при незрелой шейке эффективность ниже).

В последнее десятилетие многие акушеры стали применять электрородовозбуждение путем раздражения электрическим током шейки матки. Идея стимуляции матки этим способом не нова. Так, еще в 1901 г. М. М. Миронов [37] искусственно прерывал беременность при помощи постоянного электрического тока, подаваемого через биполярный электрод. Один из составляющих электродов в виде платинового наконечника длиной 2 см находился на конце каучукового зонда толщиной 3—4 мм. Второй, также платиновый электрод длиной 2 см располагался на расстоянии 2 см от первого. Электрод-зонд вводился в цервикальный канал на 1 см выше внутреннего зева.

Сначала этот метод использовался значительно реже, чем два других описанных выше. Однако после выпуска японской фирмой «Тоити» промышленного образца электростимулятора «Edel» для реализации этого метода (рис. 7.4) его стали применять в разных странах [38, 39]. Аппарат представляет собой генератор прямоугольных импульсов с дискретным набором частот следования 1, 2, 3, 4 кГц (при скважности 2), со ступенчатой регулировкой напряжения и максимальной амплитудой 10 В. Импульсы подаются автоматически в режиме посылок (длительностью 10 с) и пауз (длительностью 10 с). В аппарате предусмотрена возможность визуального контроля приложенного напряжения и протекающего через пациента тока при помощи двух стрелочных индикаторов. Электровоздействие наносится через биполярный электрод на шейку матки (рис. 7.5). Оба составляющих электрода в виде полусфер диаметром 5 мм изготовлены из золота и размещены на расстоянии 10 мм друг от друга на изолирующем основании, прикрепленном на бранше кишечного зажима. Методика работы со стимулятором заключается в следующем. Одна из бранш зажима вводится в цервикальный канал, вторая располагается снаружи задней губы шейки матки. Катодом служит электрод, находящийся на дистальном конце зажима. Ток, подводимый к пациентке, замыкается на участке шейки матки, заключенной между двумя электродами, что предотвращает возможность его воздействия на плод. На

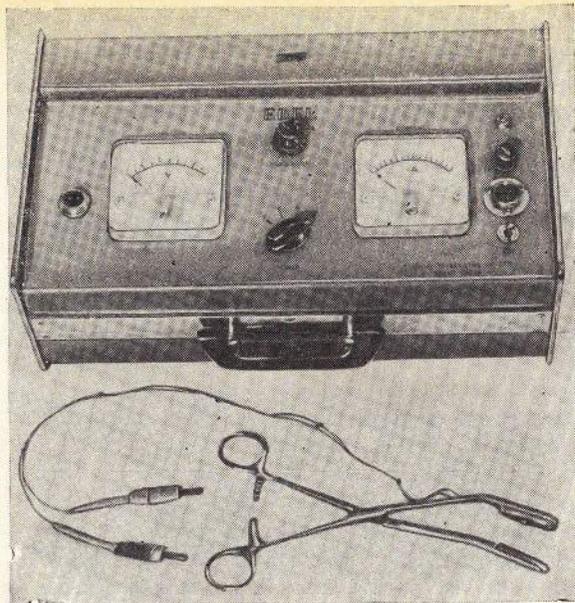


Рис. 7.4. Аппарат для родовозбуждения Edel и щечный электрод

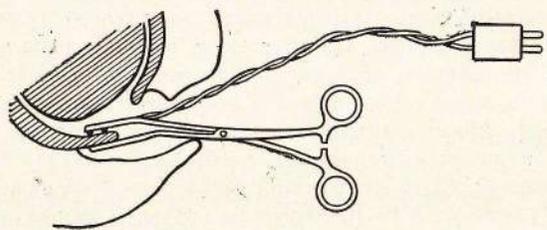


Рис. 7.5. Схема расположения электрода на шейке матки (из рекламного проспекта фирмы Toitu)

VII Международном конгрессе акушеров-гинекологов в 1973 г. Фуимото и Токаяма [38], представив результаты использования такого стимулятора для родовозбуждения, отметили, что это единственный в мире метод, позволяющий установить момент начала родов. В своих исследованиях они применяли импульсы тока с амплитудой 10—13 мА и частотой следования 1—4 кГц. Стимуляция осуществлялась один раз в день по 15 мин в течение нескольких дней у женщины в конце беременности. Степень готовности организма к началу родов определялась по общепринятым акушерским критериям. По данным авторов после начала электростимуляции шкала родов нарастала на 2 ед. в день (и только на 0,5 ед. в день в контрольной группе).

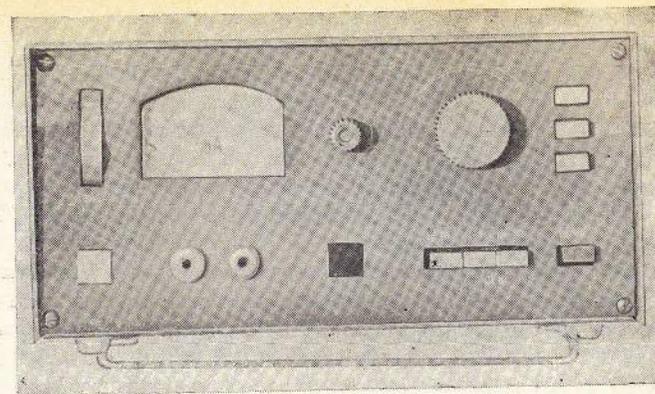


Рис. 7.6. Аппарат для родовозбуждения и родостимуляции «Стимул-01»

Аналогичный аппарат — электростимулятор «Стимул-01» разработан во ВНИИМП [40] (рис. 7.6). В отличие от аппарата фирмы Toitu Edel электростимулятор «Стимул-01» позволяет формировать как монофазные, так и двухфазные импульсы. Он обеспечивает генерацию стимулов в непрерывном режиме и в режиме посылок; длительность посылок составляет 1 или 10 с, период следования 2 и 20 с соответственно. Предусмотрена плавная регулировка фронтов посылок в пределах от 0 до 1 с и плавная регулировка тока в цепи пациента от 0 до 15 мА. О результатах применения этого аппарата для родовозбуждения у 60 женщин в сроки беременности 38—42 недель при преждевременном излитии околоплодных вод было доложено на Каунасской конференции по стимуляции органов и тканей в 1975 г. [41]. Стимуляция осуществлялась с частотой 1 кГц и силой тока 15 мА в течение 1 ч. В результате у всех рожениц наблюдалось появление или усиление сокращений матки. Однако полный эффект достигнут только у 43 женщин. Исследования также показали, что решающее влияние на эффективность электрической стимуляции матки оказывает степень зрелости ее шейки. При подготовленной шейке матки положительный эффект электростимуляции был достигнут в 95% случаев.

Большой интерес для акушерской практики представляет применение электрического тока с целью терапии слабости родовой деятельности. Этому вопросу посвящен ряд работ. Способы наложения электродов при электротерапии аналогичны описанным при электрородовозбуждении. Для терапии слабости родовой деятельности некоторые авторы использовали электрические импульсы прямоугольной и экспоненциальной формы длительностью 2—60 мс и частотой следования 8—100 Гц [42, 43]. По мнению одного из авторов [42], наилучший

эффект достигается при воздействии экспоненциальными импульсами частотой следования 16 Гц, длительностью 30 мс и силой тока 15—25 мА при общей продолжительности воздействия 1,5—2 ч и при наружно-внутреннем расположении электродов. Отмечается благоприятный эффект электровоздействия при слабости родовой деятельности и вместе с тем его недостаточность для родовозбуждения. Другие авторы [43] считают, что электростимуляцию следует проводить при наружном расположении электродов, силе тока не более 10 мА и продолжительности воздействия 15 с с интервалами между ними 10 мин. Они отмечают, что при большем импульсном токе может появиться обратная реакция матки — торможение ее сократительной деятельности за счет перераздражения нервно-мышечного аппарата и возникновения парабактериального состояния.

Наряду с изложенными существуют и другие мнения. Некоторые авторы [44] считают, что для лечения слабости схваток следует применять экспоненциальные импульсы частотой следования до 1 Гц и длительностью 100—500 мс в течение не менее 20 мин. В то же время другие авторы [45] сообщают, что хороший эффект лечения слабости родовой деятельности без дополнительного назначения фармакологических препаратов достигается и при применении прямоугольных импульсов тока с амплитудой 4—7 мА при продолжительности всей процедуры 1—1,5 ч. При этом рекомендуется длительность каждого воздействия 40—50 с и интервал между воздействиями 4—5 мин; места расположения электродов — на брюшной стенке, в области дна матки и на пояснице.

Наконец, в работе [46] для терапии слабости родов использовали импульсы тока прямоугольной формы с частотой следования 1000—2500 Гц. Сила тока устанавливалась в пределах 8—15 мА при длительности посылок 7—15 с и с интервалами между ними 7—15 с. Продолжительность сеанса электростимуляции составляла 1—2 ч, интервал между сеансами — также 1—2 ч. Всего для терапии слабости родовой деятельности авторами рекомендовано от 1 до 3 сеансов электростимуляции через биполярные самофиксирующиеся электроды, установленные на шейке матки. Наиболее сильный эффект электровоздействия достигнут в сочетании с инфузией окситоцина.

Однако окончательно вопрос об эффективности электрорегулирования до настоящего времени еще не выяснен. Если одни акушеры [47] считают, что электростимуляция повышает возбудимость миоэлектрической активности, усиливает сокращения матки, нормализует внутриматочное давление при некоординированных схватках, то другие [48, 49] отмечают эффективность электростимуляции лишь во втором и третьем периодах родов. В первом же периоде и особенно при первичной слабости родовых сил электростимуляция по их данным малоэффективна. Обычно схватки усиливаются только во время электростимуляции, а после выключения электрического тока вновь возвращаются к исходным. Поэтому для повышения эффективности стимуляции ро-

довой деятельности авторы рекомендуют предварительное вскрытие плодного пузыря.

В последние годы появились сообщения об электростимуляции матки по принципу биологического управления [50]. Этот метод применен у 120 женщин при своевременных родах, осложнившихся слабостью родовой деятельности и преждевременным излитием вод. В разработанном для этих целей аппарате [51] предусмотрены два режима стимуляции:

- 1) подача по программе частотно-модулированных пакетов электрических импульсов с возрастающей частотой от 1 до 30 Гц;
- 2) подача электрических импульсов в режиме синхронизации по цепи обратной связи с механического датчика, регистрирующего сокращение матки.

Было отмечено, что эффект от применения этого метода достигается при электрораздражении в 85%, а при электрородоусилении — в 92% случаев.

В другом аппарате для электростимуляции матки, разработанном во ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР [52], в отличие от упомянутого выше аппарата электрическая стимуляция осуществляется при помощи прямоугольных импульсов с частотой следования 75 кГц.

Таким образом, обзор методов электростимуляции матки для родовозбуждения и родостимуляции показывает, что для их реализации применяют различные способы воздействия и различные параметры электрического тока. Однако несмотря на ряд работ, указывающих на определенную ценность электростимуляции матки, этот метод не получил до настоящего времени широкого распространения. По-видимому, это можно объяснить не только отсутствием серийной аппаратуры и общепринятых методов воздействия, но и недостаточной его эффективностью.

Так, в работе [53] на основании анализа различных методов родовозбуждения (медикаментозный, комбинированный — амниотомия в сочетании с введением окситоцина и электростимуляции) отмечается, что электрородовозбуждение, популяризованное Теобальдом и Лундборгом, обеспечивает терапевтический эффект только в 50% случаев и его использование успеха еще не имеет. Такого же мнения придерживаются авторы работы [39].

Вместе с тем следует сказать, что исследования в области электростимуляции матки в целях родовозбуждения и родостимуляции продолжают интересовать специалистов, так как внедрение этого метода открыло бы возможность индивидуального подбора режимов терапии, не оказывающей вредного влияния на организм матери и плода и реализуемой при помощи удобных в эксплуатации технических средств. По-видимому, дальнейшие исследования в этом направлении помогут разработать оптимальные параметры и методы электророз-

действия и обеспечить успешное применение электростимуляции в широкой акушерской практике.

В последние годы для родовозбуждения и регуляции сократительной деятельности матки акушеры начали применять методы и средства электроакупунктуры [54—56]. Эти методы позволяют эффективно и просто проводить электростимуляцию матки путем воздействия на биологически активные точки тела в области нижних и верхних конечностей и передней брюшной стенки (2—5 точек). В качестве источника тока используются аппараты, генерирующие импульсы прямоугольной формы с частотой следования 0,8—100 Гц и длительностью 3—16 мс; их амплитуда, как правило, не превышает 15 В. Длительность сеанса электроакупунктуры определяется в зависимости от получаемого эффекта и обычно устанавливается в пределах от 30 мин до 2 ч. Согласно данным сторонников этого метода он позволяет возбудить и усилить сократительную деятельность матки, причем не отмечается отрицательного влияния на мать и плод. Для этих целей серийно выпускается прибор для электроиглоанальгезии «Элита-4». Он предназначен для поиска электрически активных точек кожного покрова человека (точек воздействия) и лечебного воздействия на эти точки электрическим током разной длительности и полярности.

В режиме «поиска» при помощи специального поискового электрода ищутся точки с низким сопротивлением кожи. Максимальное значение поискового тока не превышает 500 мкА при напряжении на выходе 9 В. Электрическая схема прибора для реализации этого режима приведена на рис. 7.7,а. При нахождении точки пониженного электрического сопротивления (точки воздействия) ток в цепи усилителя постоянного тока возрастает и в поисковом электроде загорается сигнальная лампочка. Сила тока контролируется микроамперметром.

В режиме «лечение» на точку воздействия подается положительное, отрицательное или переменное по знаку напряжение (автоматический режим). В первых двух случаях используется схема формирования стимулирующего воздействия, показанная на рис. 7.7,б. Переменный резистор R_2 служит для изменения тока воздействия. В автоматическом режиме используется схема формирования стимулирующего воздействия, показанная на рис. 7.7,в. Мультивибратор, выполненный на транзисторах КТ315А, формирует импульсы с частотой следования 0,01—0,5 Гц. Длительность импульсов регулируется с помощью резисторов R_4 и R_6 . В приборе предусмотрена также возможность формирования этих импульсов и в режиме заполнения. В этом режиме импульсами с данного мультивибратора включается второй мультивибратор, имеющий частоту повторения $1-22 \text{ Гц} \pm 10\%$. В результате получается суммарный сигнал, промодулированный импульсами длительностью 1—50 с.

Большое значение имеет использование электрического тока в акушерстве, в частности последовом и раннем послеродовом периодах

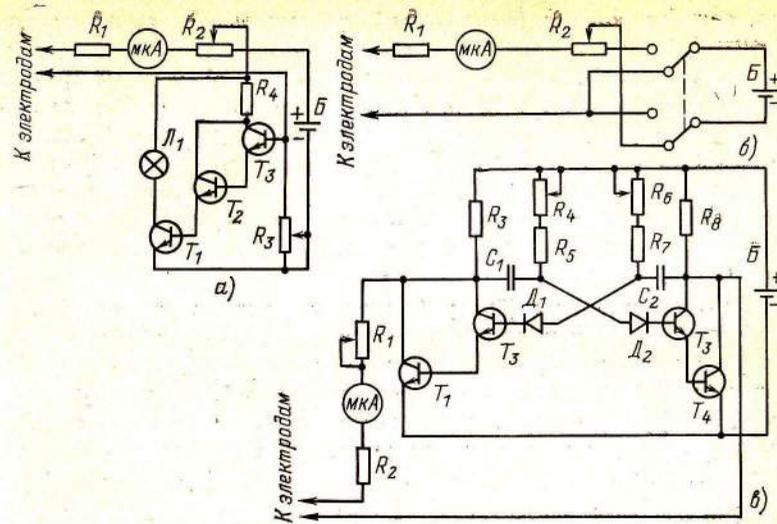


Рис. 7.7. Фрагменты электрической схемы аппарата «Элита-4»

для профилактики и лечения кровотечений. Уже в прошлом веке ряд акушеров применяли электростимуляцию в период отделения последа с целью борьбы с кровотечением. Однако этой проблеме посвящено довольно ограниченное число исследований, что можно объяснить успешной разработкой иных методов профилактики кровотечений в этом периоде родов (медикаментозных и механических). Например, в 1963 г. на XI Всесоюзном съезде акушеров-гинекологов сообщалось о применении «фарадического» тока для профилактики патологических кровотечений в последовом и раннем послеродовом периодах [57]. Один из электродов (с площадью 4 см^2) размещался на брюшной стенке, другой (с площадью 40 см^2) находился в пояснично-крестцовой области; активный электрод-стержень вводили в матку. Воздействие осуществлялось током 2—3 мА в течение 20—30 с. При необходимости проводилась повторная стимуляция; общая продолжительность воздействия не превышала 10 мин.

В дальнейшем Б. И. Ласковым и М. И. Медведевой [58] был разработан способ остановки гипотонических кровотечений, который лег в основу серийно выпускаемого в СССР аппарата-электротонизатора ЭТМ-1. Аппарат предназначен для профилактики и остановки послеродовых кровотечений у женщин в родильных домах и клиниках. В электротонизаторе имеется регулировка частоты следования импульсов тока в пределах от 50 до 200 Гц при скважности 2. Амплитуда импульсов регулируется плавно и при нагрузке 1 кОм составляет не более 15 мА; ее можно контролировать при помощи стрелочного индикатора. Электровоздействия осуществляются при помощи электро-

дов, один из которых (пластинчатый, прямоугольный, с размерами 50×100 мм) размещается под пояснично-крестцовой областью, а второй, являющийся активным (круглый, с диаметром 60 мм), — на брюшной стенке в области тела матки, ближе к дну. Во время проведения электротерапии активный электрод через брюшную стенку плотно прижимается рукой акушера к передней поверхности матки. Раздражение матки производится в течение 35—50 с при силе тока 4—5 мА в указанном выше диапазоне частот. Если плацента при этом не рождается, то аппарат выключают и через 2—3 мин вновь повторяют электростимуляцию.

По данным работы [59] у большинства рожениц для отделения и рождения плаценты достаточно применить одно- или двукратное раздражение матки с указанными выше параметрами тока. В некоторых случаях проводят до 3—5 электровоздействий. Если не удается получить эффект непосредственно после многократных раздражений, автор рекомендует наблюдение за роженицей в течение 15—20 мин. Как правило, плацента рождается самостоятельно.

С целью профилактики кровотечений в раннем послеродовом периоде после рождения последа рекомендуется применение стимуляции матки электрическим током с теми же параметрами при длительности воздействия до 1 мин и интервале между воздействиями до 5 мин 2—3 раза.

Отмечается, что электростимуляцию матки можно с успехом применять и для борьбы с гипотоническими кровотечениями в раннем послеродовом периоде, увеличив длительность воздействия от 1 до 5 мин. Этот метод применен М. И. Медведевой у 812 женщин в послеродовом и раннем послеродовом периодах. В результате средняя кровопотеря снизилась почти вдвое по сравнению с контрольной группой. О целесообразности использования данного метода сообщают и другие исследователи [60, 61]. В частности, имеются указания, что применение электростимуляции матки и в послеродовом, и в раннем послеродовом периодах более эффективно, чем только в послеродовом или только в раннем послеродовом периоде [60].

Анализируя способ профилактики кровотечения при родах по методу М. И. Медведевой, автор работы [62] отмечает, что он все же недостаточно эффективен. Такого же мнения придерживается Ю. И. Бредикс [63], который указывает, что аппарат ЭТМ-1 и методика его применения, как показывает широкая акушерская практика, не всегда дают желаемый результат.

С целью выяснения адекватности метода М. И. Медведевой электротонизации матки во ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР были проведены исследования сократительной деятельности матки во время электровоздействия [64]. В качестве брюшно-стеночного электрода был применен комбинированный электрод-датчик [65], позволяющий в одной и той же зоне одновременно осуществлять элек-

тростимуляцию матки и регистрировать ее ответную реакцию. Исследования проводились в раннем послеродовом периоде.

Полученные результаты показали, что в момент проведения электротонизации и после ее окончания сократительная активность матки не изменилась. В связи с этим высказано сомнение относительно эффективности стимулирующего воздействия на миометрий рассматриваемым способом и предложен метод электростимуляции матки в послеродовом периоде при наружно-внутреннем расположении электродов, позволяющий целенаправленно воздействовать на всю плацентарную площадку [66]. Это достигается введением электрода-иглы в вену пуповины сразу же после рождения и отделения ребенка. Поскольку кровь, заполняющая плаценту и пуповину, имеет высокую удельную электропроводность, основная часть электрического тока воздействует на матку в области плацентарной площадки, которая может иметь пониженную контрактильную способность. Наружный электрод размещается на пояснично-крестцовой области. В качестве генератора импульсов электрического тока применяли аппарат ЭТМ-1. Для уменьшения субъективных ощущений у роженицы в области наружного электрода его площадь увеличена до 500 см². Стимуляция длительностью 20—30 с проводится в течение послеродового периода с интервалом 2 мин и силой тока 4—7 мА. В раннем послеродовом периоде электровоздействие осуществляется во время рождения последа с силой тока 2—3 мА. Авторами получены обнадеживающие результаты. По их данным в результате применения стимуляции плацентарный период протекает практически бескровно. Этот способ профилактики кровотечений, несомненно, представляет интерес и требует дальнейшей разработки в направлении оптимизации параметров стимулирующего тока.

Интенсивное и длительное сокращение матки можно вызвать также коротким импульсом тока (0,01—0,07 с) высокого напряжения [67]. Опытами на животных установлено, что данный эффект можно получить при использовании разрядного тока от конденсатора емкостью 24 мкФ, заряженного до напряжения 3000 В. Этот метод применялся для борьбы с угрожающим жизни атоническим кровотечением у родильниц при наружном расположении электродов. В отдельных случаях электротонизация матки проводилась путем приложения одного из электродов в виде кюретки к плацентарной площадке. В таких случаях терапевтический эффект достигался при напряжении на конденсаторе, равном 1000 В. Однако результаты при наружно-внутреннем расположении электродов были несколько хуже, чем при наружном их расположении, что объясняется недостаточной поверхностью внутриматочного электрода.

Об успешной остановке атонического маточного кровотечения данным методом в раннем послеродовом периоде отмечается в [68—70].

В то же время Д. Ю. Миревич [71], используя этот метод в двух случаях тяжелых кровотечений у родильниц в постплацентарном пе-

риде, отмечает, что в момент разряда матка сокращалась, однако гемостатический эффект был кратковременным. Спустя 3—4 мин кровотечение возобновлялось. Оба случая закончились летально, несмотря на комплекс терапевтических мероприятий, включающих и электростимуляцию матки.

Следует также отметить, что указанный метод в силу технических сложностей его проведения и опасности поражения электрическим током широкого распространения в акушерской практике не получил.

Рассматривая области применения электростимуляции, следует отметить, что ее используют и в пуэрпериальном периоде, в частности при субинволюции матки. Некоторые акушеры применяли для лечения субинволюции послеродовой матки «фарадический» ток [1, 72, 73]. Отмечено, что после «фарадизации» матки при ее субинволюции наблюдается быстрое сокращение миометрия, способствующее изгнанию кровяных сгустков. Матка сохраняет большую возбудимость, и после электровоздействия инволюция ее идет быстрее. Лучше выделяются лохии, что предотвращает возможность распространения инфекции и возникновения эндометрита.

По данным работ [74 и 75] применение электрического тока с прямоугольными импульсами при наружном расположении электродов (брюшная стенка — крестец) в послеродовом периоде способствует эффективному лечению субинволюции матки. Авторы применили аппарат собственной конструкции, обеспечивающий подачу электрических импульсов с частотой следования 0,5 Гц пакетами, продолжительность которых составляла 30—40 с при интервале между пакетами 15 с, и с амплитудой до 10 мА [76].

В послеродовом периоде электростимуляция весьма эффективна при недержании мочи, затруднении мочеиспускания и субинволюции матки [77]. В этих случаях применяется наружно-внутреннее расположение электродов. Прямоугольный пластинчатый электрод с размерами 10×6 см (анод) располагается на пояснице и цилиндрический (катод) — во влагалище. Другой пластинчатый электрод (анод) находится на передней брюшной стенке живота. Для указанных целей можно использовать аппарат ЭТМ-1. При этом рекомендуется устанавливать силу тока 4—10 мА, длительность воздействия 40—60 с с перерывом 1 мин 3—5 раз за каждую процедуру. Электростимуляцию следует проводить на 1-е, 2-е и 3-и сутки после родов. Обычно достаточно двух процедур.

Анализ данных [78] показывает, что применение электрического тока является эффективным методом профилактики послеродовых эндометритов, однако его можно с успехом применять и для терапии послеродовых эндометритов [80]. Сравнение результатов лечения женщин с послеродовым эндометритом, не получавших утеротонических веществ, с результатами для группы родильниц, у которых при комплексной терапии проводилась электростимуляция, показало преимущество последнего метода [79]. Авторы использовали электро-

стимулятор собственной конструкции. Применялось наружное расположение электродов (брюшная стенка — крестец). Электрические импульсы прямоугольной формы с частотой следования 75 кГц подавались пакетами, длительность пакетов 1 мин, интервал между ними 1—2 мин. Вся процедура продолжается 30 мин и осуществляется 1 раз в день. Обычно достаточно одной-двух процедур для нормализации сократительной деятельности матки и ускорения сроков лечения больных [80].

Анализируя результаты работ в этом направлении, следует отметить, что применение электростимуляции матки с целью профилактики субинволюции и лечения эндометритов целесообразно в акушерской клинике.

В последнее десятилетие возникло новое направление в области использования электрического тока для лечения женщин в акушерско-гинекологической клинике. Этот метод, предусматривающий воздействие не на эффектор (матку), а на центральную нервную систему, получил название электроанальгезии. В основе метода лежит эффект электротранквилизации [81], позволяющий путем замедления проведения патологических импульсов в лобных областях коры обеспечить стойкое ослабление коркового компонента эмоциональных реакций и их вегетативных проявлений.

Предпосылкой для разработки метода электроанальгезии явились многочисленные работы по применению электросна для лечения заболеваний нейрогенной этиологии в различных областях медицины [82]. В акушерской практике метод электросна использовался с определенным успехом для лечения ранних и поздних токсикозов беременных [83, 84], однако в дальнейшем распространения не получил.

С 1968 г. в Московском областном НИИ акушерства и гинекологии Мособлздравотдела, а затем во ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР проводились исследования по созданию более совершенного метода для воздействия импульсным током. Первоначально для этих целей использовали аппараты для лечения электросном (табл. 7.1). Проведенные исследования по применению электроанальгезии для лечения и профилактики ряда патологических состояний у женщины во время и вне беременности позволили определить более приемлемый диапазон частот стимулирующих импульсов. Эти результаты легли в основу разработанного в СССР аппарата для электроанальгезии «Электронаркон-1».

Аппарат «Электронаркон-1» (рис. 7.8) представляет собой генератор импульсов напряжения прямоугольной и треугольной формы и предназначен для воздействия на центральную нервную систему. При его использовании достигается обезболивающий транквилоседативный эффект, нормализующий нейровегетативные нарушения [85].

Импульсное воздействие может осуществляться в сочетании с постоянной составляющей. В аппарате имеется стрелочный индикатор для контроля постоянной и импульсной составляющих тока в цепи

Таблица 7.1. Основные технические характеристики советских аппаратов для электроанальгезии и лечения электросном

Наименование, модель	Параметры импульсов						Габаритные размеры, мм; масса, кг
	Форма	Частота Гц	Длительность, мс	Амплитуда	Постоянная составляющая	Максимальное значение среднего стимулирующего тока	
Аппарат для лечения электросном поргатиный "Электросон-4Г"	Прямоугольные импульсы с постоянной составляющей	5,0—150	0,5	0—10 мА на нагрузке 5 кОм	0—0,5 мА	—	250×110×165; 3
Аппарат для лечения электросном четырехканальный ЭС-3	Прямоугольные импульсы с постоянной составляющей	5,0—130	0,5	0—10 мА на нагрузке 5 кОм	0—0,5 мА	—	520×250×260; 17
Аппарат для электроанальгезии "Электронаркон-1"	Прямоугольные и треугольные импульсы с постоянной составляющей	50—3000	0,1—1,0	0—25 В на нагрузке 750 Ом	0—5 В на нагрузке 1,8 кОм	3,0 мА	330×135×370; 10
Аппарат для электроанальгезии поргатиный "Пелана-01"	Прямоугольные импульсы с постоянной составляющей	500—1000	0,4	0—12 мА на нагрузке 1 кОм	20—25 % среднего значения стимулирующего тока	3,0 мА	240×100×90; 3

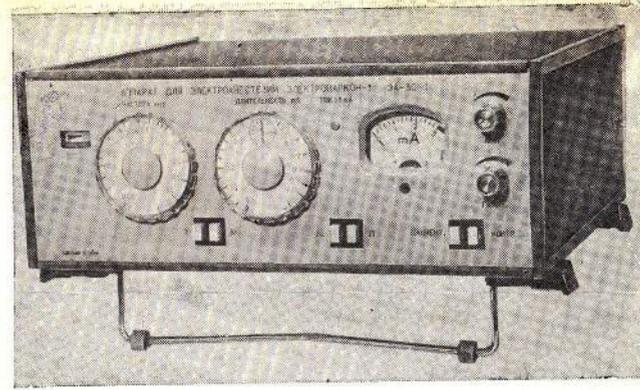


Рис. 7.8. Аппарат «Электронаркон-1»

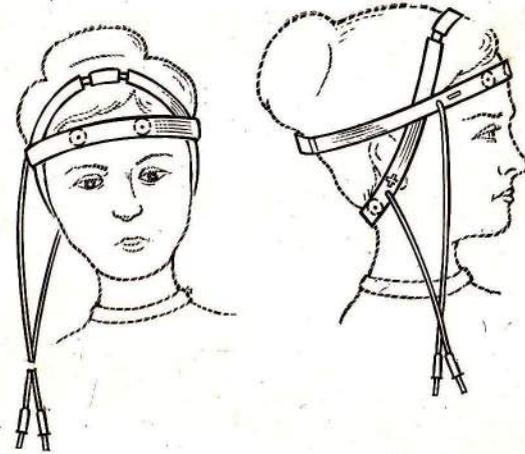


Рис. 7.9. Схема расположения электродов при проведении электроанальгезии

пациента. При превышении тока в цепи пациента 3 мА осуществляется автоматическое отключение этой цепи и формирование сигнала тревоги на световом индикаторе с целью обеспечения безопасности.

При электроанальгезии применяют иное расположение электродов и иной режим электровоздействия по сравнению с традиционным способом электростимуляции головного мозга для электросна. Электроды накладывают не в области глаз и затылка, а в области лба (раздвоен-

ный катод) и шей (раздвоенный анод) под сосцевидными отростками (рис. 7.9). Наложение электродов в области лба объясняется тем, что при увеличении глубины воздействия импульсным током в этом случае не возникает каких-либо побочных реакций в виде сенсорных или двигательных эффектов, тогда как при расположении электродов в области глаз могут произойти электролитические явления в оптических средах глаза.

Электроды, применяемые для электроанальгезии, показаны на рис. 7.10. Они представляют собой круглые металлические пластинки из нержавеющей стали диаметром 25 мм. Электроды размещаются на шлеме, изготовленном из резины или синтетического материала. Под электроды, как правило, подкладывают 6—8-слойные марлевые прокладки, смоченные физиологическим раствором; это обеспечивает плотное прилегание электродов к коже, не вызывая неприятных ощущений.

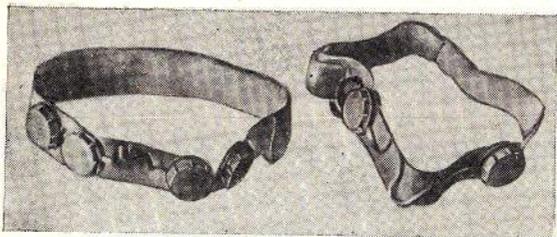


Рис. 7.10. Электроды для проведения электроанальгезии

Советские специалисты в своих исследованиях [86—89] показали, что метод электроанальгезии создает оптимальные условия для усиления процессов саморегуляции в коре головного мозга. В отличие от электросна, оказывающего лечебное воздействие на организм по принципу лечебно-охранительного торможения, электроанальгезия вызывает обезболивающий эффект и восстановление вегетативного равновесия [85].

В настоящее время способ воздействия на центральную нервную систему импульсными токами в режиме электроанальгезии с успехом используется в акушерстве для лечения и профилактики токсикоза второй половины беременности [91, 92], для подготовки беременных к родам [90], обезболивания и регуляции родов при слабой родовой деятельности и дискоординации [88, 89, 93, 94], терапии послеродовых заболеваний [95].

В частности, результаты обезболивания родов при помощи аппарата «Электронаркон-1» показывают, что электроанальгезия способствует ускорению раскрытия шейки матки, нормализации родовой деятельности при возникновении ее аномалии и снижению болевых ощу-

ний. Полный обезболивающий эффект получается приблизительно у 70% рожениц, удовлетворительный — у 23—24%, и лишь у 6—7% рожениц обезболивание оказывается неэффективным.

Метод электроанальгезии является эффективным и для профилактики асфиксии плода [96]. Предпринимаются достаточно успешные попытки применения электроанальгезии для лечения ряда гинекологических болезней, в частности для терапии предменструального и климактерического синдромов [97—99]. Продолжительность воздействия и сила тока при проведении лечения подбираются в зависимости от индивидуальных особенностей центральной нервной системы пациента. Обычно клинические признаки электроанальгезии появляются через 25—30 мин после начала воздействия. Продолжительность сеанса составляет 1—2 ч.

Наряду с изложенным одной из самых значительных возможностей использования электроанальгезии следует считать ее применение в анестезиологии при проведении наркоза, подготовке к операции и обезболивании послеоперационных больных.

Исследование, разработка и использование электронаркоза проводятся в СССР во ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР с 1971 г. В результате этих работ был предложен способ электроанальгезии, позволяющий осуществлять обезболивание при различных по объему и длительности операциях без использования сильнодействующих анестетиков, анальгетиков и барбитуратов [100]. Этот способ является комбинированным электронаркозом, в котором основной наркоз проводится при помощи электроанальгезии аппаратом «Электронаркон-1» в сочетании с введением закиси азота (60—70%) и кислорода (40—30%) путем искусственной вентиляции легких. Накопленный опыт применения комбинированного электронаркоза во ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР показал, что этот метод обезболивания обладает рядом преимуществ перед другими видами наркоза. Он характеризуется быстрым достижением условий управляемого наркоза, возможностью прекращения его в любой момент с быстрым восстановлением основных функций организма и отсутствием токсического действия на организмы женщины и плода [88, 101, 102].

Электроанальгезия с успехом применяется в предоперационном и послеоперационном периодах для снятия болей [103, 104]. Стойкий анальгетический эффект и стабилизация нейровегетативных процессов у больных обеспечиваются в течение нескольких часов. Применение метода оказывает регулирующее влияние на сердечно-сосудистую систему и функцию дыхания у больных после операции. Стабилизируется артериальное давление, улучшается функция внешнего дыхания и газообмена. Применение электроанальгезии в предоперационном периоде уменьшает степень эмоционального напряжения и стабилизирует показатели гемодинамики, а также позволяет выявить больных, для которых она в послеоперационном периоде будет более эффективна.

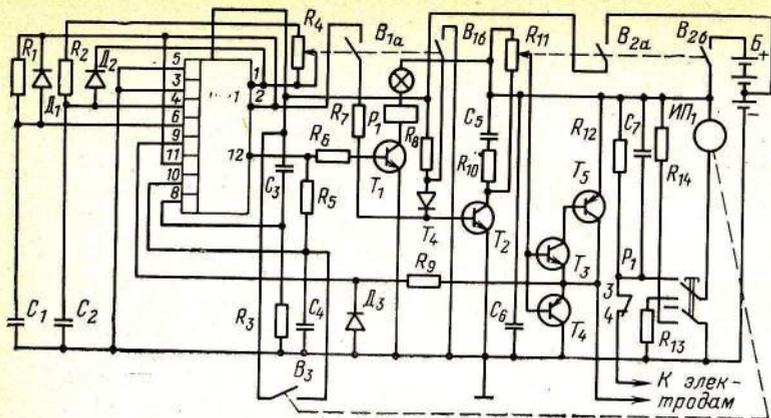


Рис. 7.11. Электрическая схема аппарата «Пэлана-01»

Высокая эффективность метода электроанальгезии, успешное применение в клинической практике аппарата «Электронаркон-1», широкая область клинических показаний для его использования явились предпосылкой для создания ряда новых, более совершенных электронных приборов. К ним относятся и малогабаритные аппараты, простые и надежные, дающие возможность пациентам пользоваться ими самостоятельно, в том числе в условиях клиники в послеоперационном периоде и в некоторых других случаях. Примером может служить новая модель аппарата для электроанальгезии «Пэлана-01». Его электрическая схема представлена на рис. 7.11.

Генератор импульсов, выполненный на верхней (по схеме) половине микросхемы MC_1 , формирует последовательность прямоугольных импульсов длительностью 0,4 мс и частотой следования, регулируемой в диапазоне 500—1000 Гц. Эти импульсы поступают на блок формирования стимулирующего напряжения, собранный на транзисторе T_2 . Стимулирующее напряжение содержит импульсную составляющую и постоянную составляющую той же полярности, равную 20—25% среднего значения суммарного напряжения. Через выходной каскад, выполненный на транзисторах T_3 — T_5 , стимулирующее напряжение подается на электроды пациента. Это напряжение плавно регулируется потенциометром R_{11} .

При превышении током, протекающим через тело пациента, некоторого заданного значения срабатывают контакты стрелочного прибора $ИП_1$ и на вход 10 триггера, собранного на нижней (по схеме) половине микросхемы MC_1 , поступает напряжение, вызывающее изменение его состояния. На выходе триггера появляется положительный потенциал, который отпирает транзистор T_1 . Срабатывает реле P_1 , при этом его контакты 3 и 4 размыкаются, отключая цепь пациента. В случае отказа выходного каскада также срабатывает триггер защи-

ты благодаря изменению потенциала на входе θ и цепь пациента отключается.

В заключение следует отметить, что первые шаги применения методов и технических средств для электроанальгезии в акушерстве и гинекологии дают серьезные основания считать его перспективным. Вместе с тем для более широкого внедрения метода в клиническую практику становится крайне важным углубленное исследование механизмов, лежащих в основе его действия, с целью усовершенствования технических средств, оптимизации параметров и режимов электровоздействия, повышения его эффективности.

Применение электрического тока в акушерско-гинекологической клинике не ограничивается приведенными примерами. Дальнейшее развитие и совершенствование методов воздействия и аппаратуры открывают широкие возможности его использования для лечения женщин во время и вне беременности. Следует подчеркнуть прежде всего отсутствие вредных влияний электрического тока на организм женщины и плода, возможность индивидуального подбора режимов электровоздействия и простоту реализации метода. Можно полагать, что более глубокое исследование механизмов действия электростимуляции головного мозга и матки позволит применять электротерапию в акушерстве и гинекологии еще шире и более эффективно.

ГЛАВА ВОСЬМАЯ

ВОПРОСЫ ЭЛЕКТРОБЕЗОПАСНОСТИ ПРИ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

Обеспечение безопасности пациентов и медицинского персонала от поражения электрическим током при эксплуатации медицинских электронных аппаратов является одним из важнейших условий их проектирования. Требования, гарантирующие эти условия, в настоящее время регламентированы стандартом МЭК [1], а также государственными стандартами ряда стран. Согласно этим требованиям электронные медицинские аппараты делятся на четыре класса (0I, I, II и III) в зависимости от способа защиты пациента или медицинского персонала от поражения электрическим током.

В аппаратах, выполненных по классу 0I или I, помимо основной изоляции в целях электробезопасности предусматривается защитное заземление доступных для прикосновения металлических частей. Эти два класса аппаратов различаются лишь способом реализации данного вида защиты, что принципиального значения для проектирования не имеет.

В аппаратах, выполненных по классу II, электробезопасность обеспечивается двойной или усиленной изоляцией доступных для прикосновения металлических частей аппарата от его сетевой цепи.

В аппаратах, выполненных по классу III, электробезопасность достигается благодаря тому, что их питание осуществляется от изолированного источника пониженного напряжения переменного (до 24 В) или постоянного (до 50 В) тока, а также благодаря отсутствию в них цепей с напряжением выше питающего.

Следует отметить, однако, что применительно к аппаратуре для электрической стимуляции органов и тканей вопросы электробезопасности нельзя рассматривать без учета того, что неотъемлемым элементом электростимуляторов является цепь пациента, обеспечивающая постоянную электрическую связь последнего с выходным устройством стимулятора. Из-за наличия такой цепи необходимо предусмотреть меры, исключающие возникновение на электродах стимулятора опасного для пациента напряжения в случае пробоя изоляции. По этой причине электростимуляторы с внешним питанием выполняются, как правило, в соответствии с требованиями класса II защиты [2].

Приведем некоторые соображения в связи с подобными мерами обеспечения электробезопасности. Совершенно очевидно, что в цепи пациента не рекомендуется применять защитное заземление, так как в этом случае прикосновение пациента к какой-либо заземленной металлической поверхности может вызвать изменение направления стимулирующего тока, что в лучшем случае снизит терапевтический эффект. Поэтому цепь пациента должна иметь двойную или усиленную изоляцию, способную выдержать испытательное напряжение не менее 4000 В (при сетевом напряжении 150—250 В). Однако на основании испытаний электрической прочности между сетевой цепью и цепью пациента чрезвычайно трудно предсказать распределение испытательного напряжения между сетевой цепью и корпусом стимулятора, с одной стороны, и между корпусом стимулятора и цепью пациента — с другой. Не исключено, что большая часть испытательного напряжения (до 4000 В) окажется приложенной к изоляции между сетевой цепью и корпусом [2]. Следовательно, при проектировании стимуляторов необходимо наряду с двойной изоляцией цепи пациента предусмотреть усиленную изоляцию с сетевой цепи, т. е. выполнять стимулятор по классу II защиты.

Кроме того, поскольку многие типы электростимуляторов с внешним питанием могут использоваться не только в клинических условиях, но и в условиях скорой помощи или на дому, где надежное защитное заземление не всегда удается обеспечить, изготовление стимуляторов по классу II защиты также является более предпочтительным.

И, наконец, если электростимуляторы, выполненные по классу 0I или I, используются в клинике, наличие постоянного электрического контакта с пациентом дополнительно требует от персонала определен-

ных профессиональных навыков и повышенного внимания: необходим контроль за состоянием изоляции цепи пациента от корпуса и за состоянием цепей защитного заземления, нужно постоянно контролировать и обеспечивать выравнивание потенциалов в помещении путем соединения между собой всех металлических предметов и частей внутри него [3] и т. д. Таким образом, чтобы исключить опасные последствия возможных ошибок и промахов медицинского персонала, стимуляторы, предназначенные для использования в клиниках, также целесообразно изготавливать по классу II.

Электростимуляторы могут быть изготовлены и по классу III защиты — с питанием от отдельного источника пониженного напряжения, однако источник обязательно должен входить в комплект электростимулятора. При этом как сам источник пониженного напряжения, так и изделие в целом должны отвечать в отношении электробезопасности требованиям, предъявляемым к аппаратуре класса II.

В табл. 8.1 приведены предельно допустимые значения параметров, характеризующих качество усиленной изоляции, эти значения обеспечивают необходимые условия электробезопасности электростимуляторов, выполненных по классу II защиты. Как следует из табл. 8.1, усиленная изоляция от сетевой цепи корпуса и электродов, не контактирующих с сердцем, в нормальном состоянии должна обеспечивать ограничение тока утечки до 100 мкА, а при единичном нарушении — до 500 мкА. Под единичным нарушением здесь понимается нарушение одного из средств защиты (например, одного из видов изоляции) или другие неисправности, которые могут вызвать опасность поражения электрическим током.

Более жесткие требования предъявляются к электрокардиостимуляторам, в которых электроды непосредственно контактируют с сердцем. Известны результаты экспериментальных исследований на собаках [4, 5], свидетельствующие о том, что токи силой всего лишь 40—60 мкА могут привести к фибрилляции желудочков сердца. На основании этих и аналогичных данных применительно к электрокардиостимуляторам принято считать безопасными значения токов утечки до 10 мкА.

На рис. 8.1 приведены схемы измерения токов утечки электростимуляторов с внешним и внутренним источниками питания. Определение тока утечки осуществляется путем измерения с помощью милливольтметра падения напряжения на RC -цепочке и последующего расчета значения тока. Параметры RC -цепочки: $R=1000 \text{ Ом} \pm 1\%$; $C=0,15 \text{ мкФ} \pm 5\%$ выбираются таким образом, чтобы зависимость модуля ее комплексного сопротивления от частоты приблизительно соответствовала зависимости поражающего действия электрического тока. Переключатель B_3 (рис. 8.1,а) позволяет осуществлять измерение токов утечки либо на корпус, либо на цепь пациента, а переключатель B_1 позволяет воспроизвести единичную неисправность путем разрыва одной из фаз питающего напряжения.

Таблица 8.1. Предельно допустимые значения параметров изоляции электростимуляторов, выполненных по классу II защиты

Вид стимулятора	Состояние изоляции	Сеть — корпус				Сеть — электроды			
		I_{max}' мкА	R_{min}' МОМ	U_{min}' В	Δ'_{min}' мм	I_{max}' мкА	R_{min}' МОМ	U_{min}' В	Δ'_{min}' мм
Электрокардио- стимуляторы	Норма	10	70	—	—	10	70	—	—
	Единичные нарушения	500	—	4000*	8**	50	—	4000*	8**
Прочие виды электростимуляторов	Норма	100	7	4000*	8**	100	7	4000*	8**
	Единичные нарушения	500	—	—	—	500	—	—	—

Примечание. I_{max}' — максимально допустимое значение тока утечки; R_{min}' — минимально допустимое сопротивление изоляции; U_{min}' — минимальное значение испытательного напряжения при испытаниях на электрическую прочность; Δ'_{min}' — минимальный путь для тока утечки; Δ'_{min}' — минимально допустимый воздушный зазор.

* Для рабочего напряжения 150 — 250 В. ** Для рабочего напряжения 125 — 250 В.

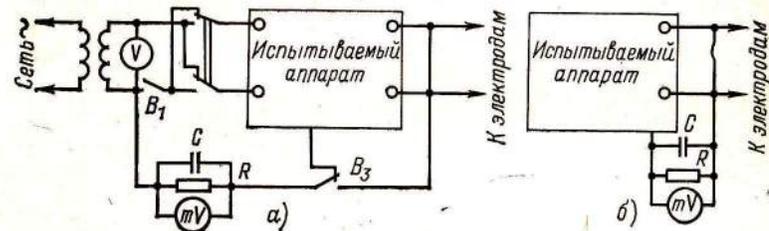


Рис. 8.1. Схемы измерения токов утечки электростимуляторов с внешним (а) и внутренним (б) источниками питания

Особенности проектирования электростимуляторов, выполняемых по классу II защиты, целесообразно рассмотреть на отдельных примерах.

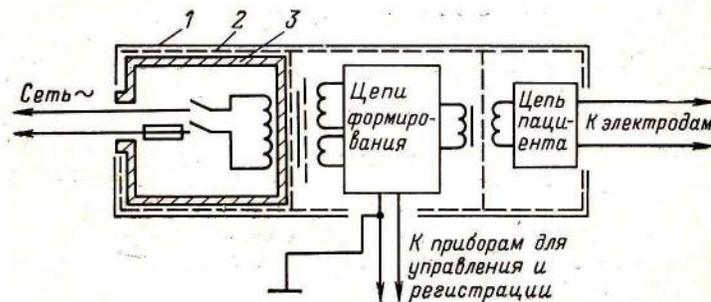


Рис. 8.2. Пример конструкции электростимулятора, выполненного по классу II защиты от поражения электрическим током:

1 — корпус (доступные для прикосновения части); 2 — основная изоляция; 3 — дополнительная изоляция

На рис. 8.2 приведена схема одного из вариантов электростимулятора с металлическим корпусом. Его особенностью является то, что цепи формирования стимулирующих импульсов в процессе эксплуатации могут быть связаны с внешними устройствами, например, для управления режимом стимуляции или для регистрации отдельных па-

раметров стимулирующего сигнала. Сетевая цепь аппарата отделена усиленной изоляцией от корпуса и цепей формирования. Предусмотрены меры, обеспечивающие тщательную изоляцию цепи пациента от цепей формирования и от корпуса. С учетом того, что стимулятор имеет металлический корпус, для обеспечения необходимой изоляции сетевые предохранители, выключатели сети и сетевые фильтры нужно устанавливать на панелях из изоляционного материала. Ввод сетевого шнура необходимо осуществлять через изоляционную втулку (например, резиновую). Можно рекомендовать секционную намотку силового трансформатора со сплошным изоляционным разделением между сетевой и вторичными обмотками или намотку сетевой и вторичных обмоток на отдельных каркасах. Сердечник трансформатора должен быть изолирован от корпуса электростимулятора, а также от сетевой и вторичной цепей.

Поскольку в процессе эксплуатации поверхность деталей, выполненных из изоляционного материала, покрывается грязью, пылью и влагой, возрастает опасность увеличения токов утечки и возможность прибор защитной изоляции. В связи с этим воздушные зазоры Δ'' и пути тока утечки, измеряемые по поверхности изолирующих деталей Δ' не должны быть меньше минимально допустимых значений, зависящих в общем случае от рабочего напряжения. Для рабочих напряжений 125—250 В значения $\Delta'_{\text{мин}}$ и $\Delta''_{\text{мин}}$ приведены в табл. 8.1.

На рис. 8.3 приведена схема универсального биоуправляемого ЭКС клинического применения ЭКСК-03, выпускаемого серийно в СССР. Питание электрокардиостимулятора осуществляется от отдельного источника пониженного напряжения, выполненного по классу II защиты; сам источник питается от сети переменного тока 220 В. С выхода блока питания напряжение постоянного тока 24 В поступает на преобразователь постоянного напряжения в переменное с частотой около 10 кГц, расположенный в корпусе ЭКС. Переменное напряжение через трансформатор Tr_2 , выполненный на ферритовом тороидальном сердечнике, поступает на формирователь стимулирующих импульсов и обеспечивает его питание. При отсутствии сетевого напряжения электрокардиостимулятор может работать от внешних батарей с напряжением 24 В, для подключения которых предусмотрены дополнительные соединители.

Существенным отличием данной модели от электростимулятора рассмотренного выше типа является то, что стимуляционные электроды используются здесь не только для подведения к сердцу стимулирующих импульсов, но и для одновременного снятия внутриполостной электрокардиограммы, при помощи которой осуществляется автоматическое управление (биоуправление) временным положением и амплитудой стимулирующих импульсов в режиме урежения частоты сердечного ритма. Поэтому изоляция цепи пациента (электродов) от цепей формирования стимулирующих импульсов с помощью трансформатора (как и в предыдущем варианте) оказывается весьма затруд-

нительной. В связи с этим здесь от цепей рабочего заземления, корпуса и цепей подключения внешних приборов (например, кардиосинхронизатора КСВК-01 аппарата вспомогательного кровообращения) вместе с цепью пациента изолирована с помощью трансформаторов Tr_2 и Tr_3 цепь формирования стимулирующих импульсов.

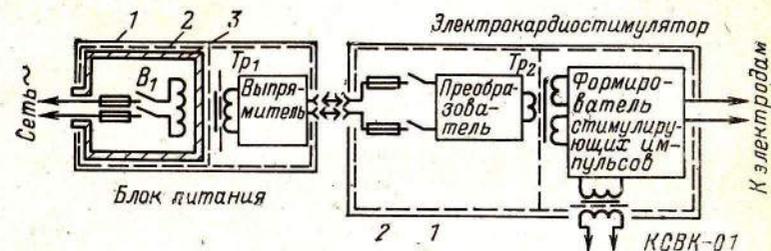


Рис. 8.3. Схема питания ЭКС ЭКСК-03:

1 — корпус; 2 — основная изоляция; 3 — дополнительная изоляция

Интересен также пример выполнения схемы электропитания еще одной модели ЭКС клинического применения ЭКСК-02 (рис. 8.4). Питание осуществляется поочередно от одной из двух аккумуляторных батарей, расположенных внутри корпуса аппарата. После разряда одной из батарей она при помощи переключателя B_2 отключается от

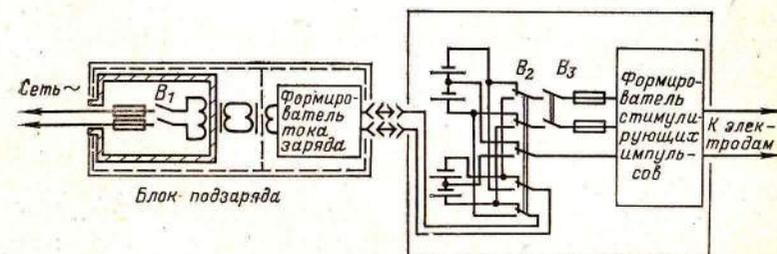


Рис. 8.4. Схема питания ЭКС ЭКСК-02

формирователя стимулирующих импульсов и подключается к соединителю, предназначенному для блока подзаряда, а к формирователю подключается вторая аккумуляторная батарея. Блок подзаряда выполнен по классу II защиты от поражения электрическим током и для обеспечения двойной изоляции имеет два силовых трансформатора. Тем самым предусмотрены меры, дающие возможность осуществлять подзаряд батарей во время работы ЭКС.

Однако наибольшую электробезопасность все же обеспечивают электростимуляторы с внутренними источниками питания; поэтому

электростимуляторы, потребляющие мало электроэнергии, рекомендуется проектировать только для работы с внутренними источниками питания.

Помимо защиты пациента от поражения током питающего напряжения весьма специфической и крайне важной проблемой, имеющей отношение в первую очередь к имплантируемым ЭКС, является обеспечение их помехозащищенности в условиях действия сильных электромагнитных помех. Причина повышенного интереса к этой проблеме заключается в том, что в результате действия электромагнитных помех на электродах, подводящих стимулирующие импульсы к пациенту, могут возникать незапрограммированные электрические импульсы. Последние в свою очередь могут либо создавать крайне дискомфортные условия для пациента, либо привести к его гибели, если мы имеем дело с имплантируемым электрокардиостимулятором.

Опубликованы работы [5—8], посвященные изучению влияния различных помех на работу имплантируемых ЭКС. В частности, отмечается влияние на их работу телевизионных передатчиков, систем зажигания автомобилей, электробритв, микроволновых печей для приготовления пищи.

Сильное влияние на работу имплантируемых ЭКС в ряде случаев оказывает физиотерапевтическая и хирургическая аппаратура. Одним из путей решения проблемы защиты пациентов с имплантированными ЭКС от влияния электротерапевтических и электрохирургических аппаратов является индивидуальное исследование безопасных областей и доз воздействия, в пределах которых можно осуществлять терапевтическое или хирургическое действие с минимальной вероятностью нарушений работы ЭКС [7, 8]. Аналогично вырабатываются ограничения в отношении возможности пребывания пациента в зоне действия тех или иных источников промышленных и бытовых помех.

Помимо указанного выше заслуживает внимание и другой путь, который заключается в исследовании частотных характеристик помехоустойчивости ЭКС и разработке на их основе рекомендаций по повышению помехозащищенности в необходимой области частот. Примером может служить работа по изучению помехозащищенности советских имплантируемых ЭКС асинхронного типа ЭКС-2, ЭКС-4 и ЭКС-8 [9]. В качестве источника помех использовался генератор стандартных сигналов, создававший на выходных электродах стимулятора напряжение синусоидальной формы с амплитудой от 2 до 6 В в широком диапазоне частот. Показателем помехоустойчивости было нормированное значение периода следования стимулирующих импульсов $T(F)/T_n$, где $T(F)$ — период следования стимулирующих импульсов при воздействии напряжения помехи с частотой F ; T_n — период следования стимулирующих импульсов в норме, т. е. при отсутствии помех.

В результате исследований было установлено, что данные электрокардиостимуляторы наименее защищены от воздействия помех в диа-

пазоне частот от 6 до 30 мГц. Вместе с тем подключение к выходу ЭКС конденсатора, емкость которого $C=10$ нФ была выбрана при условии отсутствия искажений стимулирующих импульсов, привело к значительному повышению помехозащищенности. Последующая экспериментальная проверка в условиях действия помех, создаваемых физиотерапевтической аппаратурой, показала, что рекомендации, предложенные авторами на основе выполненных исследований, себя оправдывают [9].

В заключение следует отметить, что мероприятия по повышению безопасности пациентов с имплантированными электростимуляторами должны предусматривать как техническое совершенствование аппаратов (разработку специальных фильтров, изготовление стимуляторов в металлических корпусах и пр.), так и ряд организационных мер, регламентирующих поведение пациентов в быту и на производстве, условия которого строго ограничены применением по отношению к пациентам отдельных видов электротерапевтического лечения, а также электрохирургических процедур.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Развитие и внедрение в клиническую практику методов и технических средств электростимуляции органов и тканей приобретают в последние годы все большее значение и осуществляются нарастающими темпами по ряду причин, среди которых основными являются следующие: методы электростимуляции дают возможность поддерживать и восстановить частично или полностью утраченные жизненно важные функции организма, когда уже бессильны хирургические методы и методы фармакотерапии; методы электростимуляции открывают возможности уменьшения потока фармакологических средств, потребляемых человеком в процессе лечебного воздействия.

В настоящей работе рассмотрены далеко не все области применения электростимуляции. Выделены лишь те, в которых методы электростимуляции широко вошли или активно входят в широкую клиническую практику.

Наряду с подробно рассмотренными в настоящей работе направлениями, успешно развивающимися в течение уже многих лет, следовало бы остановиться на некоторых новых областях применения электростимуляции. Имеющийся положительный опыт или отдельные обнадеживающие результаты уже дают основание относиться к ним со всей серьезностью и считать их достаточно перспективными.

Сравнительно новым направлением является разработка методов электроанальгезии и электротерапии, основанных на эффектах акупунктуры. Например, с 1973 г. в Советском Союзе во Всесоюзном научно-исследовательском институте клинической и экспериментальной хирургии Минздрава СССР началась разработка метода электрогло-анальгезии как компонента современной комбинированной анестезии во

время и после оперативного вмешательства. В настоящее время опыт электроиглоанальгезии в хирургической практике насчитывает уже более тысячи наблюдений.

Обнадеживающие результаты лечения получены и при электроиглотерапии послеоперационных функциональных осложнений (парез кишечника, мочевого пузыря, тошнота, рвота и некоторые другие).

Конечно, перед исследователями стоит еще много нерешенных вопросов, требующих всестороннего изучения, однако имеющиеся уже сейчас результаты позволяют прийти к выводу, что применение методов электроанестезии и электротерапии, основанных на эффектах акупунктуры, заслуживает пристального внимания.

В настоящее время повысился интерес специалистов к возможностям электростимуляции при половых расстройствах. В частности, при помощи электростимуляции можно вызывать искусственную эякуляцию, что уже находит применение в ветеринарии. Появляются сообщения об успешных результатах лечения отдельных форм импотенции путем электростимуляции рефлексогенных зон в сочетании с комплексом лечебных психотерапевтических мероприятий.

Предпринимаются также попытки применить для лечения обусловленных невротами нервно-половых расстройств у мужчин методы электроанальгезии и электросна, в основе которых лежит воздействие на центральную нервную систему импульсными токами.

С накоплением экспериментального и клинического опыта расширяются области исследований по применению метода электростимуляции структур мозга в целях диагностики и лечения отдельных заболеваний центральной нервной системы, поиска новых методов обезболивания, моделирования и восстановления утраченных функций зрительного анализатора и др. Например, моделирование в эксперименте на животных некоторых симптомов паркинсонизма путем электростимуляции соответствующих структур мозга открывает возможность изучать патофизиологические механизмы заболевания и оценивать эффективность действия тех или иных фармакологических средств. Известны исследования по применению метода электростимуляции для диагностики и лечения больных эпилепсией. Предпринимаются попытки разработать принципы введения зрительной информации в кору головного мозга путем электростимуляции зрительных центров.

Активно разрабатывается в последние годы электростимуляция дыхательной системы. Воздействию подвергаются диафрагмальные нервы, диафрагма, грудные сегменты спинного мозга или их корешки, продолговатый мозг.

Создаются электростимуляторы диафрагмального нерва с атомными источниками питания, применяется радиочастотное управление дыханием у больных с первичной гиповентиляцией, разрабатываются синхронизированные системы, в которых сигналы дыхания, снимаемые специальным датчиком, запускают электростимулятор.

В заключение следует отметить, что методы электростимуляции органов и тканей занимают одно из важнейших мест в терапии многих заболеваний. Эффект от внедрения их в клиническую практику нельзя переоценить. В этой связи крайне полезным и важным следует считать объединение усилий советских и чехословацких специалистов, так же как и участие специалистов других социалистических стран, в деле развития этого направления медицинской техники. Имеющийся положительный опыт сотрудничества в области создания технических средств электрокардиостимуляции свидетельствует о хороших возможностях и положительных перспективах его расширения и углубления.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

К § 1.1

1. Goldman M. D. Principles of clinical electrocardiography. Lange Medical Publications, Los Altos, Calif., 1973.
2. Thalen H. J. Th., Van den Berg J. W., Van der Heide J. N. H., Nieelen J. The artificial cardiac pacemaker. Royal Van Gorcum, Assen, 1969.
3. Katz L. N., Pick A. Clinical electrocardiography. Lea and Febiger, 1956.
4. Stock J. P. P. Diagnosis and Treatment of cardiac arrhythmias. London, Butterworth, 1970.
5. Zoll P. M., Weintraub M. J. Safety of competition from fixed-rate pacemakers. Abstracts of Vth International Symposium on Cardiac Pacing, Tokyo, 1976, p. 2.
6. Vrána M., Netušil M. Lékařská elektronika. Avicenum, Praha, 1975.
7. Kolář J. Léčení arytmií u infarktu myokardu. Avicenum, Praha, 1976.
8. Friedberg N. D., Barold S. S. On hysteresis in pacing.— J. Electrocardiol., 1973, p. 2.
9. Furman S., Escher D. J. W. Arrhythmias associated with hysteresis ventricular inhibited pacing.— Chest, 1973, 64, p. 666—667.
10. World survey on long-term follow-up of cardiac pacing. Abstracts of Vth International Symposium on Cardiac Pacing, Tokyo, 1976, p. 97—156.
11. Escher D. J. W. Types of pacemakers and their complications. Circulation, 1973, vol. 47, p. 1119—1131.
12. Nathan D. A., Center S. Wu C., Keller W. An implantable synchronous pacemaker for the long term correction of complete heart block.— Amer. J. Cardiol., 1963, vol. 11, p. 362.
13. Castillo C., Lemberg L., Castellanos A., Berkovits B. V. Bifocal (sequential atrioventricular) demand pacemaker for sinoatrial and atrioventricular conduction disturbances.— Amer. J. Cardiol., 1970, vol. 25, p. 87.

14. Richards A. The haemodynamics of atrio-ventricular sequential pacing. Proc. of the Pacemaker Colloquium. Arnhem, The Netherlands, 1975, p. 30—36.
15. Guize L., Zacouto F., Lenègre J. Le pacemaker orthorythmique. La Presse médicale, 1971, 79, № 46, p. 2071—2072.
16. Gurtner H. P., Gertsch M., Zacouto F. Orthorhythmischer Herzschrittmacher und salven förmige Herzstimulation.—Schweiz. Med. Wschr., 1975, vol. 105, № 2, S. 33—38.
17. Parsonnet V., Furman S., Smyth N. P. D. Implantable cardiac pacemakers: Status report and resource guideline.—Amer. J. Cardiol., 1974, 34, p. 487—500.
18. Roy O. Z., Wehnert R. W. A more efficient waveform for cardiac stimulation.—Med. and Biol. Eng., 1971, vol. 9, p. 495—501.
19. Klaffer R. D., Hrebien L. An in vivo study of cardiac pacemaker optimization by pulse shape modification.—IEEE Trans. on Biomed. Eng., 1976, vol. BME-23, p. 233—239.
20. Chardack W. M., Baken E. E., Bolduc L., Giori F. A., Gage A. A. Magnetically actuated pulse width control for implantable pacemakers.—Ann. Cardiol. Angéiol., 1971, 20, p. 345—355.
21. Omnicor System. Проспект фирмы Cordis, 1973.
22. Mugica J., Lazarus B., Buet J., Catte M. Pacemaker with automatic adaptation to the pacing threshold. Proceedings of the IV. Intern. Symposium on Cardiac Pacing. Groningen, Van Gorcum, Assen, The Netherlands, 1973, p. 150—155.
23. Hurzeler P., De Caprio V., Furman S. Endocardial electrograms and pacer sensing. Advances in Pacemaker Technology. Springer, Berlin, 1975, p. 307—316.
24. Bičik V. Implantabilní kardiostimulátory. Kandidátská disertační práce, Praha, ČVUT, 1973.
25. Keller W. Electrodes: Sensing vs. stimulating. Abstracts of the Vth Intern. Symposium on Cardiac Pacing. Tokyo, 1976, p. 12.
26. Sutton R., Norman J. The cardiac electrogram in demand pacing. Proc. of the Pacemaker Colloquium. Arnhem, the Netherlands, 1975, p. 178—181.
27. Irnich W. E., De Bakker J. M. T. Filter characteristics of pacemaker amplifiers. Digest of the 10th ICMBE, Dresden, 1973.
28. Barold S. S. Current problems with demand pacemakers.—European J. of Cardiol., 1974, vol. 1, № 4, p. 339—345.
29. Barold S. S., Gaidula J. J. Evaluation of Normal and Abnormal sensing functions of demand pacemakers.—Amer. J. Cardiol., 1971, vol. 28, p. 201—210.
30. Barold S. S. «Double reset» of demand pacemakers.—Amer. Heart J., 1972, vol. 84, p. 276—277.
31. Keller J. W., Gosselin A. J., Nathan D. A., Stults R. N., Bharti S., Lister J. W. Rhythm anomalies in contemporary demand pacing.—Amer. J. Cardiol., 1972, vol. 29, p. 572—574.
32. Smyth N. P. D., Parsonnet V., Escher D. J. W., Furman S. The pacemaker patient and the electromagnetic Environment.—JAMA, 1974, vol. 227, N 12, p. 1412.
33. Wickham G. G. Preventing myopotential inhibition of the unipolar demand pacer. The Pacemaker (bulletin Telectronics), apr. 1976, and Vth Intern. Symposium on Cardiac Pacing, Tokyo, 1976.
34. Myers G. H., Parsonnet V. Engineering in the heart and blood vessels. New York, John Wiley, 1969.
35. Kenny J. Cardiac pacemakers. Medical Electronics, Monographs 7—12, Peter Peregrinus Ltd., Stevenage, England, 1974, p. 82—104.
36. Medtronic Implantable Demand Isotopic Pulse Generator Laurens-Alcaetel Model 9000. Medtronic, 1973.
37. Keller W. J., Terry R. S., Davies G. L. Digital counter driven pacer. Patent USA № 3 557 796.
38. Greatbach W. Chemical power supplies for implantable cardiac pacemakers. Proc. of the IVth Intern. Symposium on Cardiac Pacing. Groningen, The Netherlands, 1973, p. 189—191.
39. Cywinski J. K. Currently available energy sources for cardiac pacemakers: a review. Proc. of the Pacemaker Colloquium, Arnhem, The Netherlands, 1975, p. 87—90.
40. Fischell R. E., Lewis K. B., Schulman J. H., Love J. W. A long-lived, reliable, rechargeable cardiac pacemaker. Advances in Pacemaker Technology. Springer, Berlin, 1975, p. 357—382.
41. Euler K. J. Electrochemical and radioactive power sources for cardiac pacemakers. Advances in Pacemaker Technology. Springer, Berlin, 1975, p. 329—343.
42. Nuclear cardiac pacemaker NU-5. Проспект фирмы Arco, 1976.
43. Green G. D. Progress in pacemaker technology.—J. Electrocardiol., 1974, 7(4), p. 375—378.
44. Bowers D. L. General engineering considerations for pacemakers. Proc. of the Pacemaker Colloquium. Arnhem, The Netherlands, 1975, p. 100—105.

K § 1.2

1. Виноградов А. М., Киерра-Хадзад М. М. Актуальные вопросы клинического применения сердечных гликозидов.—Кардиология, 1969, т. 9, № 4, с. 3—16.
2. Шестаков С. В., Миронова Ю. П., Шумаева А. И. Лечение мерцательной аритмии.—Клиническая медицина, 1970, № 4, с. 126—132.
3. Спиридонов А. А. Осложнения при различных видах электростимуляции сердца.—В кн.: Кардиология.—Вильнюс: Минтис, 1966, с. 115—118.
4. Сыркин А. Л., Недоступ А. В., Маевская И. В. Электростимульное лечение аритмий сердца в клинике внутренних болезней. М.: Медицина, 1970, 223 с.
5. Castellanus A., Jude I. R., Lembergh L., Mobin-Uddin K. Cardioversion of drug related arrhythmias.—Acta cardiologica.—Bruxelles, 1967, vol. 22, № 5, p. 444—458.
6. Lister J. W. The hemodynamic effects of slowing the heart rate by paired stimulation of atria.—American Heart Journal, 1967, vol. 73, № 3, p. 362—368.
7. Termination of atrial flutter and atrial tachycardia with rapid atrial stimulation/David E. Pittman, Thomas C. Gay, Indravan I. Patel, Claude R. Joyner.—Angiology, 1976, vol. 26, № 11, p. 784—802.
8. Lien E. A., Ditlefsen L. Rapid atrial flutter treated with rapid atrial stimulation.—Current Therapeutic Research, 1975, № 18, p. 597—600.
9. Spurrel R. A. J., Sowton E. Pacing techniques in the management of supraventricular tachycardies.—Journal of Electrocardiology, 1976, vol. 9, № 1, p. 89—96.
10. Transvenous atrial synchronized pacing/J. White, L. Dressler, G. Schröder, G. H. von Knorre.—In: Advances of pacemaker technology.—Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 1975, p. 99—120.
11. Временная электрическая стимуляция сердца и некоторые аспекты ее применения в диагностике/Ю. Ю. Бредикис, А. С. Думчюс,

Р. Т. Жебраускас и др.—Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей». Каунас: КМИ, 1975, с. 54—58.

12. Bruce N., Goldreyer, Melvin B. Weiss, Anthony N. Damato. Supraventricular tachycardia initiated by sinus beats.—Circulation, 1971, vol. 44, p. 820—825.

13. Demonstration of Re-entry within the His-Purkinje system in man/Masood Akhtar, Anthony N. Damato, William P. Batsford.—Circulation, 1974, vol. 50, p. 1150—1163.

14. Изменение гемодинамики и сократительной функции миокарда у больных при парной электростимуляции сердца/З. И. Янушкевичус, Ю. И. Бредикис, Э. Д. Ришша и др.—Соч. Vasa, 1971, т. 13, № 3, с. 181—188.

15. Поляков В. П. Парная стимуляция сердца (клинико-экспериментальное исследование): Автореф. докт. дис. Куйбышев: КГМИ, 1974.

16. Вавилов С. Б. Кардио- и гемодинамика при естественном и стимуляционном изменении ритма сердца и эффективность артериоартериальной контрпульсации, синхронизированной с управляемым ритмом сердца: Автореф. канд. дис. М.: ВНИИМТ, 1970.

17. Frommer P. L. Studies on electrical stimulation.—Bulletin New York Academy of Medicine, 1965, p. 670—680.

18. Васильев А. И. Исследование и разработка структуры систем кардиосинхронизации: Автореф. канд. дис.—М.: ВНИИМТ, 1977.

19. Динамика изменений фазистолы при сочетанной стимуляции сердца/А. И. Васильев, В. А. Беззубчиков, С. Б. Вавилов, В. А. Михайлов.—Материалы Всесоюзной научной конференции «Электрическая стимуляция сердца». Каунас: КМИ, 1972.

20. Frommer P. L., Braunwald E. Coupled pacing of the ventricle to induce slowing and mechanical potentiation of the heart.—In: Proceedings of 17-th Conference on Engineering in Medicine and Biology.—Cleveland, 1964, p. 21.

21. Cranefield P. L. The physiologic basis and clinical implications of paired pulse stimulation of the heart.—Diseases of the Chest, 1966, vol. 49, № 6, p. 561—567.

22. Поляков В. П. Опасности и осложнения парной стимуляции сердца.—В кн.: Электрическая стимуляция сердца. Каунас: КМИ, 1972, с. 72—73.

23. А. с. 418195 (СССР). Способ снижения частоты сердечных сокращений/А. И. Васильев, В. А. Михайлов, С. Б. Вавилов, В. А. Беззубчиков.—Опубл. в Б. И., 1974, № 9.

24. А. с. 428754 (СССР). Электрокардиостимулятор/А. И. Васильев, В. А. Михайлов, С. Б. Вавилов, В. А. Беззубчиков.—Опубл. в Б. И., 1974, № 19.

25. Бредикис Ю. И., Данишевичус И. М. К вопросу снижения частоты сердечных сокращений путем электрического воздействия на сердце.—Вопросы радиоэлектроники. Сер. общетехническая, 1969, вып. 17, с. 10—14.

26. Думчюс А. С. Выбор оптимальных параметров при парной стимуляции.—Материалы 20-й научной конференции преподавателей Каунасского медицинского института. 1970, с. 58—59.

27. Арманавичюс В. И. К вопросу построения кардиостимуляторов для урежения ритма.—В кн.: Электрическая стимуляция сердца. Каунас: КМИ, 1972, с. 99—101.

28. Пат. № 3939844 (США). Method and apparatus for stimulating a heart to eliminate rhythmic abnormalities especially tachycardias/Michel Pequignot.

29. Пат. № 3942534 (США). Device for terminating tachycardia/Kenneth Roy Allen, John Kenny, Roworth Adrian, John Spurell.

30. А. с. 337136 (СССР). Кардиостимулятор/Ю. И. Бредикис, И. М. Данишевичус.—Опубл. в Б. И., 1972, № 15.

31. А. с. 556816 (СССР). Электрокардиостимулятор/В. А. Беззубчиков, А. И. Васильев, С. С. Григоров и др.—Опубл. в Б. И., 1977, № 17.

32. А. с. 434948 (СССР). Устройство для урежения сердечного ритма/А. И. Васильев, В. А. Беззубчиков, В. А. Михайлов.—Опубл. в Б. И., 1974, № 25.

33. А. с. 374088 (СССР). Кардиостимулятор/А. И. Васильев, В. А. Беззубчиков, С. Б. Вавилов и др.—Опубл. в Б. И., 1973, № 15.

34. Dittrich H., Achatzy R. Techniques of permanent pacemaker implantation.—In: Advances of pacemaker technology.—Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 1975, p. 25—53.

35. Doris J. W. Escher, Seymour Furman, Norman Solomon. Transvenous emergency cardiac pacing.—Annals of the New York Academy of Sciences.—New York, 1969, p. 582—596.

36. Irnich W., Effert S., Merk W. Transvenous bedside cardiac pacing with floating microelectrodecatheter.—Biomedizinische Technik, 1971, Bd 16, № 1, S. 21—24.

37. Гоффман Б., Крейнфилд П. Электрофизиология сердца. М.: Изд-во иностр. лит., 1968. 390 с.

38. Фогельсон Л. И. Клиническая электрокардиография. М.: Медгиз, 1957. 459 с.

39. А. с. 520975 (СССР). Анализатор ЭКГ/А. И. Васильев, В. А. Беззубчиков, С. С. Григоров и др.—Опубл. в Б. И., 1976, № 26.

40. А. с. 563161 (СССР). Анализатор формы ЭКГ/А. И. Васильев, В. А. Беззубчиков, С. С. Григоров, В. А. Михайлов.—Опубл. в Б. И., 1977, № 24.

41. Михайлов В. А. Анализ оптимальных методов выделения кардиоимпульса для систем биосинхронизации.—В кн.: Кибернетика в медико-биологических исследованиях.—М.: Наука, 1971, с. 247—250.

42. Пат. № 3590811 (США). Electrocardiographic R-wave detector/Herris G.

43. Карпман В. Л. Фазовый анализ сердечной деятельности. М.: Медицина, 1965. 275 с.

К гл. 1.3

1. Falb R., Grode G. A., Luttinger M. L., Leininger R. Polymeric materials in bioengineering.—Proc. Ann. Conf. on Eng. in Med. and Biol., 1966, vol. 8, p. 261.

2. Greatbatch W., Chardack W. Myocardial and endocardial Electrodes for Chronic implantation.—N. Y., Acad. Sci., 1968, vol. 148: (Art I), p. 243.

3. Jedlička J., Pospíšil B., Rejt J., Vrána M., Netušil M., Strnad M. Způsob výroby bimetalických koncovek elektrod a jejich použití pro stimulaci v lékařství. Sk. patent 143819 z 15.11.1971.

4. Kravka A., Skodová I., Vrána M., Náprstek Z., Netušil M. Computer evaluation of changes in stimulation threshold during prolonged clinical cardiostimulation.—Cybernetic Medicine, 1971, vol. 4, p. 1—16.

5. Lagergren H., Westerholm C. J. Electrodes for cardiac pacing. Cardiac Pacing Proc. of the IVth Int. Symp. on Cardiac Pacing, Groningen, Holland, 1973, p. 235—238.

6. **Leininger R. I.** Changes in properties of plastics during implantations. Plastics in Surgical Implants. ASTM Special Publication № 386, 1965, p. 71.

7. **Lewin G., Myers G. H., Parsonnet V., Zucker I. R.** A nonpolarizing electrode for physiological stimulation.—Trans-Am. Soc. Artificial Internal Organs, 1967, vol. 13, p. 345.

8. **Myers G. H., Parsonnet V.** Engineering in the Heart and Blood Vessels. Willey Interscience, N. Y., 1969, p. 50—56.

9. **Myers G. H., Parsonnet V.** Engineering in the Heart and Blood Vessels. Willey Interscience, N. Y., 1969, p. 80.

10. **Myers G. H., Parsonnet V.** Engineering in the Heart and Blood Vessels. Willey Interscience, N. Y., 1969, p. 103.

11. **Myers G. H., Parsonnet V.** Engineering in the Heart and Blood Vessels. Willey Interscience, N. Y., 1969, p. 113—128.

12. **Náprstek Z., Švorčík Č., Cholinský K., Netušil M., Lysenkova A., Bičíková L., Rosol Z., Nacházelová J., Vaněk I., Bičík V., Vrána M.** Dvanáctileté zkušenosti kardiostimulační jednotky IKEM Praha. Sborník přednášek z 3. celostátního symposia o trvalé kardiostimulaci, Bratislava, 30. září 1976, s. 103.

13. **Parsonnet V.** Survey of pacing in the United States 1975. Abstracts of Free Communications of the Vth Inter. Symp. on Cardiac Pacing, Tokyo, March 14—18, 1976.

14. **Peleška B., Vrána M., Netušil M.** Optimal parameters for design of endocardiac electrode. Proc. of the 8th ICMEB, Chicago, Ill., USA, 1969.

15. **Проспект фирмы Medtronic «Medtronic Endocardial Leads».**

16. **Проспект фирмы Vitatron-medical. «Cardiostimulator MIP 42 RT, MIP 43 RT».**

17. **Shafiroff B. G. P., Linder J.** Effects of external electric pacemaker stimuli on the human Heart.—J. Thor. Surg., 1957, 33, p. 544.

18. **Šimíček J.** Vycestování elektrody mimo dutinu pravé komory. Sborník z 3. celostátního symposia o trvalé kardiostimulaci, Bratislava, 30. září 1976, s. 112—113.

19. **Thalen H. J.** Pacemaker electrodes; past, present and future. Proc. of the Pacemaker Colloquium, Arnhem, Holland, 1975, p. 39.

20. **Thevenet A., Hedges P. C., Lillehei C. W.** The use of myocardial electrode inserted cutaneously for control of complete atrioventricular block by and artificial pacemaker.—Dic. Chest, 1958, vol. 34, p. 621.

21. **Vrána M., Netušil M., Blažek Z., Tschernoster E., Tschernostero-va S.** Measurement of myocardial excitability in cardiac stimulation.—Cor et Vasa, 1971, vol. 13(14), p. 260—270.

22. **Wilson F. M., Minomuja I., Caldwell W. M.** Left ventricular dimension-flow-relations in unanesthetized dogs in factors influencing myocardial contractility. Ed. R. D. Tanz, F. Kavalier, J. Rolents. Acad. Press, N. Y., 1967, p. 149—161.

23. **Zoll P. M.** Resuscitation of the heart in ventricular standstill by external electric stimulation.—New England J. of Med., 1952, vol. 247, p. 768.

K § 1.4

1. **Biological energy sources / O. Z. Roy, R. W. Wehnert, H. A. Hag-gtveit, W. G. Waddel.—Annals of the New York Academy of Sciences, 1969, vol. 1967, p. 645—660.**

2. **Euler K.-J.** Electrochemical and radioactive power sources for cardiac pacemakers.—In: Advances in pacemaker technology.—Berlin, Heidelberg, New York, Springer-Verlag, 1975, p. 329—343.

3. **Parsonnet V., Manhardt M.** Power sources for implantable pace-

makers. Part II.—American Heart Journal, 1977, vol. 94, № 5, p. 658—665.

4. **Parsonnet V., Parsonnet M., Manhardt M.** Power sources for im-plantable pacemakers. Part I.—American Heart Journal, 1977, vol. 94, № 4, p. 517—529.

5. **Greatbatch W.** The statistical reliability of lithiumiodine batte-ries.—In: Advances in Pacemaker Technology.—Berlin, Heidelberg, New York, Springer-Verlag, 1975, p. 345—355.

6. **Радиоизотопные источники электрической энергии / В. М. Кодю-ков, А. И. Рагодинский, А. А. Пустовалов и др. / Под ред. Г. М. Фрад-кина. М.: Атомиздат, 1978. — 304 с.**

7. **Атом служит сердцу.—Правда, 1975, 15 марта.**

8. **Information Bulletin on Isotopic Generators and Batteries.—Paris, June, 1970, vol. 1, № 1.**

K § 1.5

1. **Бредикис Ю. Ю., Думчюс А. С.** Эндокардиальная электростиму-ляция сердца. Вильнюс: Мокслас, 1979. 159 с.

2. **Бредикис Ю. Ю.** Очерки клинической электроники. М.: Медици-на, 1974. 224 с.

3. **Ливенсон А. Р.** Электромедицинская аппаратура. М.: Медицина, 1981, с. 109—114.

4. **Ливенсон А. Р.** Электробезопасность медицинской техники. М.: Медицина, 1981, с. 237—250.

5. **Катона З.** Техника лечит: Пер. с венг. А. И. Иванова / Под ред. В. Ф. Смирнова. М.: Мир, 1980, с. 42—53.

6. **Катона З.** Электроника в медицине. Пер. с венг. В. Г. Гусева / Под ред. М. К. Разманыхина. М.: Сов. радио, 1980, с. 51—55.

7. **Доценко Н. С., Соболев В. В.** Долговечность элементов радио-электронной аппаратуры (влияние влаги). Л.: Энергия, Ленингр. отд-ние, 1973. 169 с.

8. **О влиянии просачивания водяных паров на ртутно-цинковые эле-менты имплантируемых электрокардиостимуляторов / Х. Матшинер, К. Б. Отте, С. Рудольф. К. Визенер.—Мед. техника, 1979, № 5, с. 38—42.**

9. **Гагиева С. Г., Джатиева Р. Д.** Компаунды для герметизации изделий медицинской электроники.—Электронная промышленность, 1979, вып. 8(80)—9(81), с. 68.

10. **Вильямс Д. Ф., Роуф Р.** Имплантаты в хирургии: Пер. с англ. Е. В. Колнакова. М.: Медицина, 1978. 552 с.

11. **Фридман Е. И.** Герметизация радиоэлектронной аппаратуры. М.: Энергия, 1978. 360 с.

12. **Шерстнев П. П.** Полимеры в медицинской технике. М.: Меди-цина, 1980. 368 с.

13. **Меламедов И. М.** Физические основы надежности. Л.: Энергия. Ленингр. отд-ние, 1970. 152 с.

14. **ГОСТ 12.2.025-76.** Изделия медицинской техники. Электробез-опасность. Технические требования и методы испытаний.

15. **СТ СЭВ 1453-78.** Аппараты медицинские. Стимуляторы имплан-тируемые кардиологические. Общие технические требования. Методы испытаний.

16. **Irnich W.** Sind konventionelle Schrittmacher mit Quecksilber-oxid-Batterien noch zu rechtfertigen?—Dtsch. med. Wschr., 1977, Bd 102, № 26, S. 951—953.

17. Fisher J. D., Furman S., Escher D. Pacemaker failures characterized by continuous direct current leakage.—*Am. J. Cardiol.*, 1976, vol. 37, № 17, p. 1019—1023.

18. Luzio V., Curzi G., Capestro F. e. a. Electrolytic phenomena and massive gas generation around pacemaker electrodes.—*European J. of Cardiol.*, 1975, vol. 4, p. 297—305.

19. Wickham G. G., Cartmill T. R. The water vapour permeability of the plastic encapsulation of implantable cardiac pacemakers and its effects.—*Medical J. Austral.*, 1971, vol. 2, № 7, p. 138—141.

20. Ruthberg S. The fundamentals of leak testing for cardiac pacemakers.—In: *Reliability Technology for Cardiac Pacemakers. II-A Workshop Report*. Ed. H. A. Schaft. US Dept. Commerce Nat. Bur. Stand. Spec. Publ. № 400—42, 1977, p. 25—30.

21. Frankenthal R. P. Mechanisms of dendritic growth.—In: *Reliability Technology for Cardiac Pacemakers. II-A Workshop Report*. Ed. H. A. Schaft. US Dept. Commerce Nat. Bur. Spec. Publ. № 400—42, 1977, p. 12—13.

22. Buffe G. Technological progress in pacemaker design—hermetic sealing.—*Med. Progr. Technol.*, 1975, vol. 3, p. 133—142.

23. Rainer W. G., Kolenik S. A., Whittaker R. E. e. a. Hydrogen-induced microelectronic capacitor failure in pacemakers.—*Med. Instrument.*, 1976, vol. 10, № 4, p. 138—185.

K za. 2

1. Tschernosterová S. Evidence pacientů s implantovaným kardiostimulátorem na počítači MINSK 22. Služba zdravotníkům, 1974, № 1, str. 22—28.

2. Dobsa A., Jelínek J. Spolehlivost a životnost kardiostimulátorů TESLA LSK 100 a 110 a IKEM OD 03A. O trvalé kardiostimulaci. Sborník přednášek z 2. celostátního symposia, Pustevny 1975.

3. Furman S., Escher D. J. W., Parker B. The pacemaker follow-up clinic. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 1972, 14, № 5, p. 515—530.

4. Technical Memorandum PV-1. Публикация фирмы Cordis, 1973.

5. Grošpic A., Škodová I. An approach to predicting failures in implantable cardiac pacemakers. *Digest of the 10th International Conference on Medical and Biological Engineering*, 1973, Dresden, Session 32—4.

6. Bisping H. J., Irrnich W., Silny J., Effert S. The importance of constancy of period in checking implanted pacemakers.—*Biomedical Eng.*, 1974 (May), p. 204—206.

7. Проспекты фирмы Medtronic 5944, 5945, 5961, 5931, Xytron 5950, 5951, 5912, 5913.

8. Greatbach W. X-ray techniques for evaluation of exhaustion and detection of mechanical defects in implantable mercury batteries.—*Medical Electronics and Biological Eng.*, 1965, vol. 3, p. 305—306.

9. Chardack N. M. Clinical experience with an implantable pacemaker.—*Ann. N. Y. Acad. Sci.*, 1974, 111, 3, p. 1075.

10. Проспект фирмы Gutmann: Moni-73.—*Medizinal-Markt*, 1973, vol. 21, № 8, p. 271.

11. Проспект фирмы Mela: Pace-Guard. Pace-Master.—*Medizinal-Markt*, 1973, vol. 21, № 10, p. 341.

12. Wirtzfeld A., Lampadius M., Himmler Ch. Self control of pacemaker function with the pace-Guard systems. Abstracts of the Vth International Symposium on Cardiac Pacing. Tokyo, 1976.

13. Pacemaker Analyzer MPA 1. Проспект фирмы Vitatron, 1975.

14. Pacemaker Analyzer. Проспект фирмы Devices Lim., 1976.

15. Système de surveillance des stimulateurs cardiaques implantables SUSI. Проспект фирмы L'electronique appliquée, 1975.

16. Asynchronous implantable heart stimulator MIP 42 RT, MIP 43 RT. Проспект фирмы Vitatron, 1975.

17. Implantable cardiac pulse generator model 140 and 140B—Physician's Manual. Публикация фирмы Teletronics, 1976.

18. Cell specification sheet for type 317653. Документация фирмы Mallory, 1971.

19. Hill D. W., Watson B. W. Medical Electronics. Peter Peregrinus Ltd., Southgate House, Stevenage, 1974, p. 82—104.

20. Furman S. The future utility of transtelephone pacemaker monitoring.—*J. Electrocardiol.*, 1976, vol. 9, № 3, p. 199—202.

21. Parsonnet V., Myers G. H., Gilbert L., Zucker I. R., Shilling R. N. Follow-up of implanted pacemakers.—*Amer. Heart J.*, 1974, vol. 87, № 5, p. 642—653.

22. SMK 2000 the pacemaker-monitor for postoperative supervising. Проспект фирмы Gutmann.

23. Lithium iodine pulse generators model 101 UA, 201 BA, 301 UD, 401 BD. Проспект фирмы Cardiac Pacemakers, Inc., 1975.

24. Lehmann G., Rivault J. P., Gerbier G., Lenfant P. Lithium cells for cardiac pacing. Abstracts of the Vth International Symposium on Cardiac Pacing. Tokyo, 1976.

25. Driller J., Barold S., Parsonnet V. Normal and abnormal function of the pacemaker magnetic reed switch.—*J. Electrocardiol.*, 1976, vol. 9, № 3, p. 283—292.

26. Implantierbare R-Zacken-synchrone Herzschrittmacher IRP-44, IRP-54. Проспект фирмы Biotronik, 1975.

27. QRS-synchronous pacemaker EM 153E. Проспект фирмы Siemens-Elcoma, 1973.

28. Starr A., Dobbs J., Dabolt L., Pierie W. Ventricular tracking pacemaker and teletransmitter follow-up system.—*Amer. J. Cardiol.*, 1973, vol. 32, p. 956—960.

29. Thalen H. J. Th., Van den Berg Jw., Homan Van Der Heide J. N., Nieveen J. The artificial cardiac pacemaker. Royal Van Gorcum, Assen, the Netherlands, 1969.

30. Zeman K., Kamarýt P. Klinické využití impulsoskopie—totoanalyzy. O trvalé kardiostimulaci, sborník přednášek z 2. celostátního symposia, Pustevny, 1975.

31. Davies G., Siddons H. Prediction of battery depletion in implanted pacemakers.—*Thorax*, 1973, vol. 28, p. 180—182.

32. Grošpic A., Nacházelová J., Ševčík J. Přehled metod a technických prostředků kontroly implantovaného kardiostimulačního systému. O trvalé kardiostimulaci. Sborník přednášek z 2. celostátního symposia, Pustevny, 1975.

33. Проспект фирмы LEM Elettro-Medicali, 1976.

34. Green G. D. et al. Assessment of implanted pacemakers based on pacemaker frontal plane vectors. *Cardiac Pacing. Proc. of the IVth International Symposium on Cardiac Pacing*. Groningen, The Netherlands, 1973.

35. Thomas D. L., Green G. D. A vectorcardiograph for assessing implanted cardiac pacemakers.—*Medical and Biological Eng.*, Sept. 1974, p. 593—598.

36. Gordon A. J. Vector analysis of pacemaker artefacts. *Cardiac Pacing. Proc. of the IVth International Symposium on Cardiac Pacing*. Groningen, The Netherlands, 1973.

37. Mancini P., Bedini R. A new method for utilizing a standard electrocardiograph for in vivo clinical pacemaker analysis.—IEEE Transactions on Biomed. Eng., 1975, vol. BME-22, № 4, p. 281—286.

38. Kamarýt P., Zeman K., Habán J., Ryšavý R., Rířný V. Telefonické sledování pacientů s implantovanými kardiostimulátory. O trvalé kardiostimulaci. Sborník přednášek z 3. celostátního symposia, Bratislava, 1976.

39. Herzschritt-macher des telefonischen Überwachungssystems. Проспект фирмы Biotronik, 1973.

40. Pfundner P., Steinbach K. Fernkontrolle von implantierten Herzschritt-machern.—Medizinal-Markt/Acta Medicotechnica, 1976, vol. 24, № 11, S. 395—398.

41. CardioBeeper-PM pacer monitor, CardioBeeper heart monitor. Проспект фирмы Wyeth Laboratories—Amer. J. Cardiol. Dec. 1975.

42. ECG Transmitter/Receiver. Проспект фирмы ARGO Medical Products Company, 1976.

43. Trace a pace remote monitoring system. Проспект фирмы Intermedics Inc.—Amer. J. Cardiol., Oct. 1976, vol. 38.

44. SUSICALL. Проспект фирмы L'Electronique appliquée, 1975.

45. Rate/interval monitoring system. Проспект фирмы General Electric, 1976.

46. Furman S., Parker B., Escher D. J. W. Transtelephone pacemaker clinic.—Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, 1971, vol. 61, № 5, p. 827—834.

47. Ector H., Blankestyn A. J., Bayart M., DeGeest H. Triggering of a unipolar demand pacemaker by chest wall stimulation.—J. Electrocardiol., 1974, vol. 7, № 3, p. 283—286.

48. Varenne A., Barold S. S. Therapeutic usefulness of chest wall stimulation in patients with demand pacemaker.—J. Electrocardiol., 1975, vol. 8, № 1, p. 91—93.

49. External control of implanted cordis pacers (Atracor, Ektacor, Stanicor). Проспект фирмы Cordis, 1972.

50. P-wave synchronized cardiac pacer Atracor. Application manual. Публикации фирмы Cordis, 1974.

51. Atrium triggered pacemaker EM 155/50, EM 156/50. Проспект фирмы Elema-Schöndander, 1972.

52. QRS — inhibited pacemaker with vario function 169C. Проспект фирмы Siemens-Elema.

53. Omnicor System. Проспект фирмы Cordis, 1973.

54. Pulse width controller model 5531. Проспект фирмы Medtronic, 1973.

К гл. 3

1. Vrána M., Netušil M. Lékařská elektronika. Avicenum, Praha, 1975, str. 30.

2. Vrána M., Netušil M. Lékařská elektronika. Avicenum, Praha, 1975, str. 31.

3. Guyton A. C. Textbook of Medical Physiology, IV Edition W. B. Saunders Comp., Philadelphia, 1971, p. 169.

4. Han J. Ventricular vulnerability to fibrillation in cardiac arrhythmias. Grune et Stratton, New York, 1973, p. 87—96.

5. Кринский В. И. Нестационарная скорость распространения возбуждения, латентные периоды и их связь с фибрилляцией сердца.—Биофизика, 1971, № 16, с. 87.

6. Blažek Z., Vrána M., Málek P., Kolc J. Contribution to measurement of myocardial excitability.—Cor et Vasa, 1971, vol. 13/4, 251,

7. Prévost J. L., Battelli F. Quelques effets des discharges électriques sur le coeur des mammifères.—J. Physiol. Pathol. Gene—rale (Paris), 1900, vol. 2, p. 40.

8. Beck C. Scit dle Schoechter D. Ch. N. Y. St. J. Med., 1972, vol. 72, p. 287.

9. Dudel J. Elektrophysiologische Grundlagen der Defibrillation und künstlicher Stimulation des Herzens.—Medizinische Klinik, 1968, vol. 63/52/, p. 2089.

10. Gurvič N. L., Juněv G. S. Restoration of heart rythm during fibrillation by a condenser discharge.—Amer. Rev. Soviet. Med., 1947, vol. 4, p. 252.

11. Kouwenhoven W. B., Hooker D. R., Langworthy O. R. The effect of alternating electric current on the heart.—Amer. J. Physiol., 1933, vol. 103, p. 444.

12. Lown B., Neuman J., Amarasingham R., Berkovits B. Comparison of alternating current with direct current electric shock across the closed chest.—Amer. J. Cardiol., 1962, vol. 10/2/, p. 223.

13. Peleška B. Cardiac arrhythmias following condenser discharge and their dependence upon strenght of current and phase of cardiac cycle.—Circ. Res., 1963, vol. 13, p. 21.

13a. Peleška B. Optimal parameters of electrical impulses for defibrillation by condenser discharge.—Circ. Res., 1965, vol. 18, p. 10.

14. Schuder J. C., Stoeckle H., West J., Keskar P. Y. Transthoracic ventricular defibrillation in the dog with truncated and untruncated exponential stimuli.—IEEE Trans. of Biomed. Eng., 1971, vol. 18, p. 410.

15. McFarlane J., Geddes L. A., Milnor W., Thacker W. A., Bourland J., Coultert W. Ventricular defibrillation with single and multiple half sinusoidal pulses of current.—Cardiovasc. Res., 1971, vol. 5, p. 286.

16. Raugalas M., Blažek Z., Vrána M. Efektivnost monopoljarnych elektrických impulsov s krutými frontami v defibriljácii. Cor et Vasa, v печати.

17. Kugelberg J. Ventricular defibrillation with square waves.—Proc. of the Scandinavian Soc. Thorac. Surgery, 1965, p. 123.

— Ventricular defibrillation—a new aspect.—Acta Chirurgica Scand. Suppl., 1967, vol. 372, p. 1—93.

18. Resnekov L., Norman J., Lord P., Sowton E. Ventricular defibrillation by monophasic trapezoidal shaped double pulses of low electrical energy.—Cardiovasc. Res., 1968, vol. 2, p. 261.

19. Tamargo J., Moe B., Moe G. K. Interaction of sequential stimuli applied during the relative refractory period in relation to determination of fibrillation threshold in the canine ventricle.—Circ. Res., 1975, vol. 37/5/, p. 534.

20. Brooks Ch., McHoffman B. F., Suckling E. E., Orias O. Excitability of the Heart. Grune et Stratton, New York and London, 1955.

21. Peleška B. Electric impulses therapy in cardiac tachyarrhythmias—Theoretical principles and clinical aspects.—IEEE Transactions of Biomed. Eng., 1969, vol. 16, p. 123.

22. Thacker W. A., Geddes L. A. et al. Trans-chest ventricular defibrillation of heavy subject using trapezoidal current waveforms.—J. Electrocardiol., 1975, vol. 8/3/, p. 237.

— Electrical threshold for defibrillation of canine ventricles following myocardial infarction.—Amer. Heart J., 1974, vol. 88/4/, p. 476.

23. Mirowski M., Mower M. M., Gott V. L., Browley R. K., Dennison R. Transvenous automatic defibrillator.—Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organ, 1973, vol. 18, p. 520.

24. Lesigne C., Levy B., Sannuret R., Birkni P., Bardon A., Rubin B. An energy time analysis of ventricular fibrillation and defibrillation threshold with internal electrodes.—*Medical and Biol. Eng.*, 1976, p. 617.
25. Gurtner H. P., Gertsch M., Zacouto F. Ortorythmischer Herzstimulator und salvenförmige Herzstimulation.—*Schweiz. Med. Wchschr.*, 1975, vol. 105, p. 33.
26. Vrána M., Netušil M., Blažek Z. Léčba komorových tachyarytmii kardiostimulací. Sborník přednášek ze 3. symposia o trvalé kardiostimulaci. Bratislava, 1976.
27. Dvořák S., Blažek Z., Vrána M. Čs. bateriový přenosný defibrilátor BPD II.—*Praktický lékař.*, 1976, 56, č. 18, s. 678—683.
28. Dvořák S., Vrána M., Kuna M. Defibrilátory, nejdůležitější parametry léčebných impulsů u přístrojů používaných v CSSR.—*Služba zdravotníkům*, 1976, č. 4, s. 182—186.
29. Kuna M., Dvořák S., Vrána M. Parametry defibrilátoru. Lékař a technika, 1976, č. 3, s. 50—52.
30. Dvořák S., Kříšťan L., Vrána M. Emergentní kardiologická impulsotherapie a technika, používaná při její aplikaci.—*Lékař a technika*, 1977, в печати.
31. Kuna M., Dvořák S. Návrh vzduchové tlumivky s optimální geometrií.—*Sdělovací technika*, 1977, в печати.
32. Řičný L., Šimurda J. Zapojení pro vytvoření monofázického defibrilačního impulsu. Příhláška vynálezu č. PV 5099—72—CSSR.
33. Dvořák S., Blažek Z., Vrána M. Defibrilátory, současná situace v ČSSR a perspektivy.—*Služba zdravotníkům*, 1973, č. 3, s. 149—153.
34. Parkan P., Paták Z. Impulsně regulované napájecí zdroje.—*Sdělovací technika*, 1976, č. 11, s. 403—409.
35. Parkan P., Paták Z. Konkrétní realizace impulsně regulovaného napájecího zdroje.—*Sdělovací technika*, 1976, č. 12, s. 463—467.
36. Dvořák S. Zapojení pro automatické nastavení předvoleného napětí u kondenzátorového defibrilátoru. Čs. patent č. 136, 164.
37. Zapletal P. Bateriový přenosný defibrilátor BPD II B.—*Služba zdravotníkům*, 1974, č. 2, s. 77—78.
38. Battery operated defibrillators-monitors.—*Health Devices*, 1975, № 4, p. 80—97.
39. Defibrilátor typ DEC 301. Prospekt firmy TEMED, PLR, 1977.
40. Defibrilátor typ BD 400. Prospekt firmy Philips, 1976.
41. Defibrilátor typ Pulsar 4. Prospekt firmy American Optical, 1976.
42. Přenosný defibrilátor. Prospekt firmy General Electric, 1976.
43. Defibrilátor typ M/D2. Prospekt firmy Datascope, 1976.
44. Sirecard P/PM—ein tragbarer Defibrillator von Siemens.—*Biomedizinische Technik*, 1975, № 5, S. 200—201.
45. D. C. Defibrillator 2880. Prospekt firmy Avionics, 1976.
46. Přenosný defibrilátor. Prospekt firmy Carius Records, 1976.
47. Přenosný defibrilátor? Prospekt firmy Hellige, 1976.
48. Přenosný defibrilátor Compac Model 911.—*Health Tech. (USA)* 1976.

К гл. 4

1. Андреев В. С. Кондуктометрические методы и приборы в биологии и медицине.—*М.: Наука*, 1973.—335 с.
2. Москаленко Ю. Е. Оптимальные условия регистрации электроплетизмограммы в участках тела и органах человека.—*Физиологический журнал СССР*, 1962, т. 48, № 2, с. 214—218.

3. Водолазский А. А. Основы техники клинической электрографии.—*М.: Медицина*, 1966.—272 с.
4. Burton C., Maurer D. Pain suppression by transcutaneous electrostimulation.—*IEEE Transactions BME*, 1974, vol. 21, № 2, p. 81—88.
5. Огурцов Ю. Н., Сукомина Е. А. К вопросу о выборе материала для электродов.—*В кн.: Биологическая и медицинская электроника. М.: Медицина*, 1972, с. 17—20.
6. Le Kwang Soo. Effect of electrical stimulation on uptake and release of calcium by the endoplasmic reticulum.—*Nature*, 1965, vol. 207, p. 85—86.
7. Hodgkin A. L. The ionic of electrical activity in nerve and muscle.—*Biological Reviews*, 1951, vol. 26, p. 339—409.
8. Гидиков А. О существовании тонических и фазических двигательных единиц в мышцах человека и о различной эфферентной организации их активации.—*В кн.: Сенсорная организация движений.—Л.: Наука*, 1975, с. 70—82.
9. Рокотова Н. А., Шапков Ю. Т. К вопросу о способах произвольного управления активностью двигательных единиц скелетных мышц человека.—*Тезисы докладов 6-й Всесоюзной научной конференции по физиологии труда. М.: Медицина*, 1973, с. 318—320.
10. Персон Р. С., Кудина Л. П. Ритмика мотонейронов человека при произвольном напряжении мышц.—*Нейрофизиология*, 1971, т. 3, № 6, с. 609—619.
11. Табин В. И. Особенности распространения процесса возбуждения при электрической стимуляции мышц с различной структурой и топографией зон двигательных окончаний.—*Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электростимуляция тканей и органов». Каунас: КМИ*, 1975, с. 285—287.
12. Какурин Л. И., Черепяхин М. А., Первушин В. И. Влияние факторов космического полета на мышечный тонус человека.—*Космическая биология и медицина*, 1971, т. 5, № 2, с. 63—68.
13. Колесников Г. Ф., Бакум О. А. О закономерностях изменения амплитудно-частотной характеристики напряжения и мощности ЭМГ при мышечных сокращениях.—*В кн.: Рефераты докладов 4-й Всесоюзной конференции по нейрокибернетике. Ростов-на-Дону: Изд-во Ростовского университета*, 1970, с. 68—69.
14. Бравичев А. Н. Исследование зависимости электрической активности различных мышц от развиваемого ими усилия.—*Протезирование и протезостроение*, 1971, вып. 27, с. 48—52.
15. Ташпулатов М. Т. Соотношение амплитуды электромиограммы и показателей тонуса, силы и объема мышц.—*В кн.: Материалы 9-й научной конференции по возрастной морфологии, физиологии и биохимии. М.: Медицина*, 1969, т. 2, с. 242, 243.
16. Новиков А. П., Соловьев Н. А. Электростимуляция с двигательной точки нерва.—*Труды Института ВНИИМИО, М.: Медгиз*, 1963, вып. 3, с. 171—178.
17. Ахмеров У. Ш. О природе экстремума на кривой «сила — длительность».—*В кн.: Исследования по бионике. Казань: Изд-во Казанского университета*, 1969, вып. 1, с. 39—45.
18. Thom H. Physikalische Therapie.—*In: Lehrbuch der Krankengymnastik.—Stuttgart*, 1963, Bd 3.
19. Milev E., Dascalov G. Constant voltage or constant current in electro-stimulation.—*In: 10-th International Conference on Medical and Biological Engineering.—Dresden*, 1973, p. 28, 29.
20. Колесников Г. Ф., Паленко А. А., Пирогов В. А. Об одном из методов электростимуляции нервно-мышечных структур.—*В кн.: Проб-*

- лемы нейрокибернетики. Ростов-на-Дону. Изд-во Ростовского университета, 1967, с. 58—68.
21. Müller-Stephann H., Masmann E., Onderka W. Die Leistungsparemeter des Muskels unter kontraktionsfreier Reizstromanwendung.— Zeitschrift für Physiotherapie, 1971, H. 6, S. 389—396.
22. Binkhorst R. A. The effect of training on some isometric contraction characteristics of a fast muscle.— Pfügers Arch., 1969, vol. 309, p. 139—202.
23. Применение электростимуляции для тренировки мышечной силы/Г. Г. Андрианова, Я. М. Коц, В. А. Мартыанов и др.— Новости медицинского приборостроения, 1971, № 3, с. 40—47.
24. Чаговец Р. В. Вопросы биохимии тренировки мышц.— В кн.: Вопросы биохимии мышц. Киев: Изд-во АН УССР, 1954, с. 14—28.
25. Глушакова Н. Е. Содержание аденозинтрифосфорной кислоты в мышцах при различных функциональных состояниях.— Биохимический журнал, 1940, т. 15, № 2—3, с. 249—270.
26. Шесно Т. Ю. Влияние тренировки на содержание нуклеиновых кислот в разных типах мышц.— Биохимический журнал, 1966, т. 38, № 1, с. 78—80.
27. Звягина Ф. Е., Мнухина Е. С., Яковлев Н. Н. Влияние различных способов тренировки на биохимические показатели мышц с различной функциональной характеристикой.— Биохимический журнал, 1951, № 23, с. 178—187.
28. Яковлев Н. Н. Физиологические аспекты выносливости при мышечной деятельности.— Физиологический журнал. 1970, т. 56, № 9, с. 1263—1275.
29. Ляхно Е. В., Чаговец Р. В. Восстановительные свойства тканей мышц и полушарий головного мозга при различных функциональных состояниях организма.— Доклады АН СССР, 1953, т. 91, с. 133—126.
30. Wakim K. G., Krusen F. H. The influence of electrical stimulation on the work output and endurance of denervated muscle.— Archives of Physical Medicine, 1955, vol. 36, p. 370—378.
31. Зубенко П. М., Иванов А. Г., Лисова А. В. Влияние электрической стимуляции мышц аутоиннервированной конечности на содержание в них гликогена, скорость гликолиза и активность некоторых ферментов.— В кн.: Биохимия мышц.— Ташкент: Изд-во АН УзССР, 1969, с. 52.
32. Guttman E. Effect of delay of innervation on recovery of muscle after nerve lesions.— The Journal of Neurophysiology, 1948, vol. 11, № 4, p. 279—285.
33. Pabst H. V. Behandlung peripherer Durchblutungsstörungen mit frequenz-modulierten Impulsströmen.— Archiv für physikalische Therapie, 1960, Bd 12, S. 337—342.
34. Steinbach M. Die Behandlung mit Bernardschen Strömen.— Elektromedizin, 1961, Bd 6, № 1, S. 7—12.
35. Artner F. E. Erfahrungen mit den dyadynamischen Strömen nach Bernard.— Elektromedizin, 1960, Bd 5, H. 1, S. 20—22.
36. Scoltz H. C. Zur Frage der selektiven Elektrotherapie bei peripheren Durchblutungsstörungen.— Archiv für physikalische Therapie, 1956, № 1, S. 32—39.
37. Тхоревский Б. И. Кровоснабжение мышц предплечья при статических напряжениях различной силы и длительности.— Физиологический журнал СССР, 1969, т. 55, № 9, с. 1167—1169.
38. Lee W. J., McGovern P., Duvall E. N. Continuous tetanizing (low voltage) currents for relief of spasm.— Archives of Physical Medicine, 1950, vol. 31, № 12, p. 766.
39. Levine M. G., Knott M., Kobat H. Relaxation of spasticity by electrical stimulation of antagonist muscles.— Archives of Physical Medicine, 1952, vol. 33, № 11, p. 668—673.
40. Колесников Г. Ф., Иоффе Я. З. Опыт электростимуляции больных со спастическими парезами сосудистого генеза с помощью аппарата «Бион».— Врачебное дело, 1976, № 8, с. 72—75.
41. Hufschmidt H. J. Elektrotherapie spastischer Bewegungsstörungen.— Krankengymnastik, 1969, H. 1., S. 1—9.
42. Chase J. L., Pollock S. F., Morris J. M. Elicitation of period of inhibition in human muscle by stimulation of cutaneous nerves.— The Journal of Bone Joint Surgery, 1972, vol. 54-A, № 8, p. 1734—1744.
43. Путилин Н. И. Некоторые данные о механизмах энергетических процессов в цикле жизнедеятельности тканей и органов и их регуляции.— В кн.: Теплообразование и терморегуляция организма в норме и при патологических состояниях. Киев: Здоров'я, 1971, с. 128—129.
44. Захарьевич Г. П. Температура кожи как показатель функционального состояния мышц при силовых нагрузках.— В кн.: Терморегулирование и терморегуляция организма в норме и при патологических состояниях.— Киев: Здоров'я, 1971, с. 55—56.
45. Saltin R., Gage A. P., Bergh U. a. o. Body temperatures and sweating during exhaustive exercise.— The Journal of the Applied Physiology, 1975, vol. 32, № 5, p. 635—643.
46. Offner F. J.— Neurophysiology, 1964, vol. 9, p. 387.
47. Цепков Г. В., Пустовойт О. Г. Закономерности энергетики мышечных сокращений.— В сб.: Кибернетика и вычислительная техника.— Киев: Наукова думка, 1970, вып. 12, с. 356—357.
48. Электростимуляция мышц переменным током средней частоты/Л. С. Рахмилевич, С. Б. Козлов, Г. И. Любовицкая и др.— Материалы научно-методической конференции по проблеме «Медико-биологическое обоснование системы физического воспитания студентов в высшей школе». Каунас: КМИ, 1975, с. 67—69.
49. Колесников Г. Ф., Шпак В. В. О форме сигнала при электростимуляции нервно-мышечных структур с учетом минимума потребляемой энергии.— Материалы научно-методической конференции по проблеме «Медико-биологическое обоснование системы физического воспитания студентов в высшей школе».— Каунас: КМИ, 1975, с. 70, 71.
50. Казимиров Э. К., Канаровский А. Г., Даниленко Л. Я. Аппаратура для программированной многоканальной электростимуляции двигательных нервно-мышечных структур человека.— Медицинская техника, 1975, № 6, с. 5, 6.
51. Функциональные и биохимические особенности скелетных мышц при различных режимах электростимуляции/А. Р. Радзиевский, В. Ю. Давиденко, В. А. Григорьева и др.— Материалы научно-методической конференции по проблеме «Медико-биологическое обоснование системы физического воспитания студентов в высшей школе».— Каунас: КМИ, 1975, с. 67—69.
52. Замостьян В. П. Об условиях утомляемости скелетных мышц.— Физиологический журнал СССР, 1976, т. 62, № 1, с. 97—103.
53. Томаев А. К. К вопросу согласования аппаратов низкочастотной терапии с биообъектом.— Тезисы докладов III Всесоюзного семинара «Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений», 1974, с. 269—272.
54. Электронные стимуляторы биологических тканей/Е. Н. Боровков, Б. П. Сазонов, С. Б. Шевандина и др.— Тезисы докладов III Всесоюз-

ного семинара «Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений», 1974, с. 99—101.

55. Fox E. G., Melzak R. Transcutaneous electrical stimulation and acupuncture comparison of treatment for low-back pain.—Pain, 1976, № 2, p. 141—148.

56. Колесников Г. Ф., Шпак В. В. Мощность электрического стимула как объективный критерий контроля выходных параметров электро-стимуляторов.—Тезисы докладов IV Всесоюзного семинара «Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений», 1976, с. 74—75.

57. А. с. 147971 (СССР). Способ электростимуляции мышц и диагностики возбудимости нервно-мышечного аппарата/Г. Ф. Колесников, В. И. Кий, А. М. Сырчин.—Опубл. в Б. И., 1962, № 11.

58. Логис В. М. Стимуляция сократительной деятельности матки методом воздействия усиленными биопотенциалами.—Труды 12-го Всесоюзного съезда акушеров-гинекологов. М.: Медицина, 1971, с. 135—137.

59. Vodovnik L. Technische Entwicklungswege der funktionellen Elektrostimulation.—Biomedizinische Technik, 1973, Bd 18, № 5, S. 167—171.

60. Morecki A., Ekiel G., Fidelus K. Mechano-electrical and biomechanical principles of control of the upper limb muscles.—Archiv budovy maszyn, 1964, № 4, p. 727—754.

61. Vodovnik L., McLeod M. D. Electronic detours of broken nerve paths.—Electronics, 1965, № 19, p. 110—116.

62. А. с. 535766 (СССР). Способ управления двигательными функциями человека/Г. Ф. Колесников, В. В. Шпак.—Опубл. в Б. И., 1977, № 21.

63. Bassett C. A. L., Pawluk R. G., Becker R. O. Effects of electric currents on bone in vivo.—Nature. (Lond.), 1964, vol. 204, p. 652—654.

64. Friedenberг Z. B., Andrews E. T., Smolenski B. I. a. o. Bone reaction to varying amounts of direct current. Surgery Gynecology and Obstetrics, 1970, vol. 131, p. 1400—1409.

65. Richez J., Chamau A., Bieler L. Bone changes due to pulses of direct electric microcurrent.—Virchow's Archiv für pathologische Anatomie, 1972, Bd 357, S. 11—18.

66. Weigert M., Wehrhahn C., Mülling M. Beschleunigung der knöchernen Heilung von Osteotomien and Schafen durch elektrischen Strom.—Zeitschrift für Orthopaedie, 1972, Bd 110, № 6, S. 959—962.

67. Lavine L. S., Lustrin I., Shamos M. H. The influence of direct electric current on bone regeneration in vivo.—Acta Orthopaedica Scandinavica, 1971, vol. 42, p. 305—314.

68. Lavine L. S., Lustrin I., Rinaldi R. a. o. Clinical and ultrastructural investigations of electrical enhancement of bone healing.—Annals of New York Academy of Sciences, 1974, vol. 238, p. 552—563.

69. Jørgensen T. E. The effect of electric current on the healing time of crural fractures.—Acta Orthopaedica Scandinavica, 1972, vol. 43, p. 421—437.

70. Слынько П. П. Потоотделение и проницаемость кожи человека. Киев: Наукова думка, 1973.—255 с.

71. Nowakowska A. Wplyw doswiadczalnego treningu przy pomocy drażnienia prądami elektrycznym na miesnie szkieletowe.—Acta physiologica, polonica, 1962, vol. 13, № 1, p. 37—41.

72. Цепков Г. В. Влияние формы сигнала на возбудимость нервной ткани.—В сб.: Кибернетика и вычислительная техника. Киев: Наукова думка, 1972, вып. 14, с. 16—20.

73. Шпак В. В., Колесников Г. Ф. Аппаратура для электростимуляции нервно-мышечного аппарата.—Медицинская техника, 1977, № 6, с. 36—38.

74. Савченко М. С. Опыт лечебного применения диадинамических токов больным пояснично-крестцовым радикулитом.—Труды I Всероссийского съезда курортологов и физиотерапевтов.—М.: Медицина, 1964, с. 222—228.

75. Ikaï M., Yabe K. Training effect of muscular endurance by means of voluntary and electrical stimulation.—Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologica, 1969, Bd 28, № 1, S. 55—62.

76. Колесников Г. Ф. Электростимуляция нервно-мышечного аппарата.—Киев: Здоров'я, 1977.—167 с.

77. Пат. № 1227186 (Великобритания). Improvements in apparatus for stimulating muscles/S. A. Vincent, F. C. Monds, D. R. Armstrong.

К гл. 5

1. Budge J. Über den Einfluss des Nervensystems auf die Bewegungen der Blase.—Zentrale rationale Med., 1864, vol. 21, № 1.

2. Burghel Th., Ichim V., Demetrescu M. Experimental studies on the physiology of micturation and the emptying of the urinary bladder in patients with of the spindle cord.—Rumanian medical Rev., 1959, vol. 3, p. 48.

3. Bors R., Engle E. T., Rosenguist R. C. Fertility in paraplegic males; preliminary report of endocrin studies.—Journal of clinical Endocrinology, 1950, vol. 10, p. 381.

4. Habib H. N. Neural trigger points for evacuation of neurogenic bladder by electrostimulation.—Surgery Forum, 1963, vol. 14, p. 489.

5. Boyce W. H. Bladder electromyography: A new approach to the diagnosis of urinary bladder disfunction.—Journal Urol. (Baltimore), 1952, vol. 67, p. 656.

6. Boyce W. H., Lathem J., Hunt L. D. Research related to the development of an artificial stimulator for the paralyzed human bladder. A Review Trans. American Association Genitourin.—Surgery, 1963, vol. 55, p. 81.

7. Schoenberg H. W., Joung D. G. The effect of ure choline upon electrical stimulation of the bladder.—Surgery, 1966, vol. 59, p. 842.

8. Bradley W. E., Wittmers L. E., Chou S. N. Use of a radio transmitter receiver unit for the treatment of neurogenic bladder.—A primary report.—Journal Neurosurg., 1962, vol. 19, p. 782.

9. Bradley W. E., Witlemers L. E., Chou S. N. Experimental study of the treatment of the neurogenic bladder.—Journal of Urology (Baltimore), 1963, vol. 90, p. 575.

10. Kantrowitz A. Studies in electrical stimulation of the adynamic lowel.—American Journal of Gastroenterology, 1965, vol. 44, p. 57—61.

11. Ellis F., Parker J., Lale P. G. The treatment of experimental cord bladder by electrical stimulation.—British Journal of Urology, 1965, vol. 37, p. 129.

12. Kantrowitz A., Schamaun M. Paraplegic dogs urinary bladder evacuation with direct electric stimulation.—Science, 1963, vol. 139, p. 115.

13. Nashold B. S., Friedman H., Baursky S. Electrical activation of micturation by spinal cord stimulation.—Journal of Research, 1971, vol. 11, p. 144.

14. Boyce W. H., Lathem J. E., Hunt L. D. Research electrical sti-

mulator for the paralysed human bladder: a review.—*Journal of Urology* (Baltimore), 1964, vol. 91, p. 41.

15. Archimband J. P. La stimulation électrique du detrusor.—*Acta Urol. Belg.*, 1970, vol. 38, p. 433.

16. Murphy J. J., Schoenberg H. W. Direct cystometry an approach to the study of the hydrodynamics of the Lower urinary tract.—*British Journal of Urology*, 1962, vol. 34, p. 318.

17. Wear J. B., Kreutzmann R., Barguin F. Observation on electrical stimulation of canine bladder.—*Journal of Urology* (Baltimore), 1967, vol. 97, p. 469.

18. Jouge M. C., Kornelis J. A., Berg J. W. Electrically induced evacuation of the neurogenic bladder acute and longterm experiments (2 years) with paraplegic dogs.—*Acta neurologica Scandinavica*, 1966, 42, Suppl. 20, 155.

19. Лившиц А. В. Подбор параметров и оценка эффективности электрической стимуляции желудочно-кишечного тракта и мочевого пузыря.—Тезисы докладов II Всесоюзной конференции «Электростимуляция органов и тканей». Киев, 1979, с. 331—333.

20. Halverstadt D. B., Ledbetter W. E. Electrical of the human bladder experience in three potents with hypotonic neurogenic bladder dysfunction.—*British Journal of Urology*, 1968, 40, 175.

21. Alexander S., Rowan D. Experimental evacuation the bladder by means of implanted electrodes.—*British Journal of Surgery*, 1965, vol. 52, p. 808.

22. Лившиц А. В. Электрическая стимуляция мочевого пузыря при травматическом поражении спинного мозга и конского хвоста: Автореф. докт. дис.—М.: Институт хирургии им. А. В. Вишневского АМН СССР, 1969.

23. Stenberg C. C., Burnette H. W., Bunts V. C. Electrical stimulation of human neurogenic bladder experience with 4 patients.—*Journal of Urology* (Baltimore), 1967, vol. 97, p. 79.

24. Пыллуама Р. И. Цистометрические исследования моторики и тонуса мочевого пузыря у больных с повреждением спинного мозга и головного мозга: Автореф. канд. дис.—Тарту, Университет, 1969.

25. Chou S. N., Badley W. E., Markland C. Pain with radio frequency stimulation of the neurogenic bladder.—*Nevrog. Bladder*, 1965, vol. 31, p. 263.

26. Поуликутина А. Т., Краковская Э. Б. Электростимуляция мочевого пузыря при недержании мочи после операции аденомэктомии.—Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электростимуляция органов и тканей». Каунас: КМИ, 1975, с. 215—216.

27. Садаускас В. М., Сакалаускаене Л. Ю. Лечение электростимуляцией функционального недержания мочи у женщин.—Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электростимуляция тканей и органов». Каунас: КМИ, 1975, с. 213—214.

28. Электростимуляция мышц промежности и сфинктера уретры при недержании мочи/Г. Ф. Колесников, В. С. Карпенко, В. А. Пирогов и др.—Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электростимуляция органов и тканей». Каунас: КМИ, 1975, с. 167—169.

29. Иволина Н. А., Кузнецова З. П. Трансректальная тонизация сфинктеров мочевого пузыря синусоидальными модулированными токами низкой частоты при энурезе.—Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электростимуляция органов и тканей». Каунас: КМИ, 1975, с. 223—225.

30. Ascoli R., Frederici B. La stimolazione clottica della vescica urinarie nells practica clinice.—*Urologia* (Treviso), 1964, № 31, с. 654.

31. Meier W., Khalili A. Clinical experience with radio linked bladder stimulator.—*Journal of Urology* (Baltimore), 1967, № 97, p. 73.

К гл. 6

1. Коробков А. И. Электростимулятор желудочно-кишечного тракта «Эндотон-1».—*Медицинская техника*, 1977, № 2, с. 12—14.

2. Червинский А. А., Брежнева Н. Л. Эффективность профилактики и лечебной электростимуляции кишечника в хирургической клинике.—Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей». Каунас: КМИ, 1975, с. 167—169.

3. Нечай А. И., Островская М. С., Барановский А. Л. Электростимуляция желудочно-кишечной моторики после операций на органах брюшной полости.—Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей». Каунас: КМИ, 1975, с. 175—177.

4. Устройство для индукционной электростимуляции желудочно-кишечного соустья после резекции желудка/А. А. Писаревский, В. С. Голланд.—*Медицинская техника*, 1973, № 6, с. 46—49.

5. Кузнецов В. А. Электроимпульсная регуляция моторики желудочно-кишечного соустья при моделированной «демпинг-реакции».—Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей». Каунас: КМИ, 1975, с. 191—194.

6. Катаева Г. А., Житнюк Р. И. Профилактика послеоперационного пареза кишечника введением новокаина в брюшную полость.—*Вестник хирургии*, 1969, № 7, с. 50—53.

7. Павлычев Р. Х. Электрическая стимуляция желудочно-кишечного тракта как метод предупреждения и лечения послеоперационных парезов: Автореф. канд. дис. Ярославль: ЯМИ, 1974.

К гл. 7

1. Желтухин В. В. К вопросу о фарадизации послеродовой матки.—Дис. на соиск. учен. степени доктора мед. наук. Санкт-Петербург: Р. Голике, 1885.—51 с.

2. Apostoli G. Electrical treatment of uterine fibroids with answers to objections and citation of novelties.—*Медицинское обозрение*, 1888, т. XXX, № 23, с. 1085—1087.

3. Успенский В. В. Несколько клинических наблюдений применения электричества в гинекологии.—*Медицинское обозрение*, 1888, № 24, с. 1068—1079.

4. Затонский В. О лечении фибром и параметритов гальванизмом по способу Apostoli.—*Медицинское обозрение*, 1890, № 1, с. 1—16.

5. Semeleder. Об электролизе.—*Медицинское обозрение*, 1888, № 24, с. 1080—1084.

6. Варнека Л. Н. Электричество в гинекологии.—*Медицинское обозрение*, 1883, № 24, с. 1052—1059.

7. Deletang. О лечении маточных фибром внутриматочным электролизом.—*Медицинское обозрение*, 1888, № 24, с. 1084—1085.

8. Матвеева В. Н. К вопросу об электротерапии при заболеваниях женской половой сферы.—*Журнал акушерства и женских болезней*, 1904, № 6, с. 929—932.

9. Spenser Well. Remarks on the electrical treatment of diseases of the uterus.—*British Medical Journal*. London, 1888, p. 995—997.

10. Даниель-Бек А. И. О пользе применения электричества к лечению женских болезней. Санкт-Петербург: Центральная типолитография М. Я. Минкова, 1895. 44 с.

11. Александров А. И. Научные основы современной электротерапии женских болезней.— Труды 2-го съезда Общества российских акушеров и гинекологов.— М.: ОРАИГ, 1908, с. 393—410.
12. Rouape-Crepeaux V. La stimulation électrique du col de l'uterus a la menopause.— Comptes rendus de la Société française de gynécologie.— Paris, 1956, № 7, p. 459.
13. Давыдов С. Н. Негормональное лечение расстройств менструальной функции и климактерия.— Л.: Медицина, 1974.—174 с.
14. Давыдов С. Н., Оганджянц В. И. Метод электрической стимуляции рецепторов шейечного канала матки.— Сборник научных трудов кафедры акушерства и гинекологии 1-го Ленингр. мед. ин-та им. акад. И. П. Павлова «Клинико-физиологические наблюдения за функцией мочевой и половой систем у беременных и небеременных женщин», 1961, вып. 2, с. 354.
15. Стругацкий В. М., Тихомирова Н. М. Лечение некоторых дисфункциональных маточных кровотечений электростимуляцией рецепторов шейечного канала по методике С. Н. Давыдова.— Медицинская сестра, 1976, № 9, с. 48.
16. Литинская Б. Г. Лечение электростимуляцией дисфункциональных маточных кровотечений в репродуктивном периоде.— Материалы I съезда врачей акушеров-гинекологов Молдавии «Актуальные вопросы акушерства и гинекологии».— Кишинев: Штиинца, 1972, с. 84—86.
17. Стругацкий В. М., Аветисова Л. Р. Физиотерапия при гинекологических заболеваниях в детском и пубертатном возрасте.— Вопросы охраны материнства и детства, 1969, № 11, с. 51—55.
18. Кобозева Н. В., Егорова Н. И. Электростимуляция рецепторов шейки матки при ювенильных кровотечениях.— В кн.: Тезисы докладов III съезда акушеров-гинекологов РСФСР.— М.: Медицина, 1971, с. 196—197.
19. Давыдов С. Н. Лечебное и профилактическое использование электростимуляции шейки матки при климактерических кровотечениях.— Сборник трудов кафедры Ленингр. ин-та усоверш. врачей им. С. М. Кирова «Вопросы диагностики, терапии и восстановительной хирургии в акушерско-гинекологической клинике», 1966, с. 51—55.
20. Стругацкий В. М. Физиотерапия и физиофилактика заболеваний половой системы девочек и девушек.— В кн.: Руководство по физиотерапии и физиофилактике детских заболеваний.— М.: Медицина, 1976, с. 367—376.
21. Стругацкий В. М., Толчеева В. И. Лечение гипофункции яичников у больных генитальным инфантилизмом электростимуляцией шейки матки.— Акушерство и гинекология, 1970, № 2, с. 36—39.
22. Стругацкий В. М., Огурцов Ю. Н. Электрическая стимуляция гормональной функции яичников.— Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей».— Каунас: КМИ, 1975, с. 257—258.
23. Давыдов С. Н., Зорькин А. А., Литинская Б. Г. Лечение функционального бесплодия электростимуляцией шейки матки. Кишинев: Здравоохранение, 1972, № 6, с. 24—26.
24. Бодяжина В. И., Крымская М. Л., Стругацкий В. М. Возможности физиотерапии при некоторых формах нарушения менструальной функции.— Акушерство и гинекология, 1972, № 2, с. 6—10.
25. Опыт электрической стимуляции маточных труб/Н. М. Побединский, В. М. Стругацкий, А. И. Волобуев и др.— Материалы I Всесоюзной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей». Каунас: КМИ: 1975, с. 255—257.
26. Стругацкий В. М., Стрижаков А. Н. О возможности применения физиотерапии при генитальном эндометриозе.— Акушерство и гинекология, 1977, № 4, с. 42—45.
27. Стругацкий В. М., Хасин А. З. Электрическая стимуляция с целью релаксации матки в терапии угрожающего аборта.— Материалы I Всесоюзной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей». Каунас: КМИ, 1975, с. 254—255.
28. Theobald G. W. Nervous control of uterine activity.— Clinical Obstetrics and Gynecology, New York, 1968, vol. 11, № 1, p. 15—33.
29. Колегаев Г. А. Усиление родовой деятельности фарадическим током.— Акушерство и гинекология, 1938. № 9, с. 30—32.
30. Шатилов А. А., Хасин А. З. Обоснование параметров электрической стимуляции матки в эксперименте.— Материалы I Всесоюзной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей». Каунас: КМИ, 1975, с. 239—240.
31. Gouskos, Mouloupoulos. Geburtseinleitung durch elektrische Reizung.— Geburtsschiffe und Fralenhelkunde, 1966, № 26, S. 497.
32. Монашева Г. М. Возбуждение родовой деятельности при преждевременном отхождении вод методом электростимуляции мышцы матки.— В сб.: Актуальные вопросы охраны здоровья женщины, матери и ребенка. Воронеж: ВГМИ, 1974, с. 11—13.
33. Куликова А. И. Влияние на внутриутробный плод некоторых методов стимуляции и возбуждения родовой деятельности.— Автореф. канд. дис.— Харьков: ХМИ, 1968.
34. Оснос Г. М., Ступко А. И. Электровозбуждение и электростимуляция родовой деятельности.— Тезисы докладов VII Международного конгресса акушеров-гинекологов.— М.: Внешторгиздат, 1973. № 169, с. 141—142.
35. Пронина Г. М., Тузанкина Е. Б. Применение электрической стимуляции при преждевременных родах, осложнившихся преждевременным излитием околоплодных вод.— Акушерство и гинекология, 1974, № 11, с. 29—32.
36. Edel H. Fibel der Elektrodiagnostik und Elektrotherapie.— Dresden: Steinkopff, 1973.—306 S.
37. Мионов М. М. Искусственное прерывание беременности с помощью электрического тока.— Журнал акушерства и женских болезней, 1901, № 12, с. 1741—1749.
38. Fujimoto D., Tokuyama T. Новый метод родовозбуждения с помощью электростимуляции.— Тезисы докладов VII Международного конгресса акушеров-гинекологов.— М.: Внешторгиздат, 1973, № 104, с. 107.
39. Waltman R., Hassimi M. Electrical current for induction or augmentation of Labor.— American Journal Obstetrics and Gynecology, 1968, vol. 105, № 2, p. 220—231.
40. Огурцов Ю. Н., Андрианова Г. Г., Коробков А. И. Экспериментальная аппаратура для электролечения и электростимуляции.— Тезисы докладов научной сессии, посвященной Дню радио и Дню физиста. М.: НТО им. А. С. Попова, 1972, с. 36—37.
41. Эффективность электрической стимуляции матки при преждевременном отхождении околоплодных вод/В. М. Садаускас, А. Ю. Свигрис, Д. А. Балютавичене и др.— Материалы I Всесоюзной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей».— Каунас: КМИ, 1975, с. 250—251.
42. Григорук Н. П. Лечение слабости родовой деятельности в первом периоде родов импульсным током экспоненциальной формы.— Автореф. канд. дисс. Ижевск: ИГМИ, 1971.

43. **Пирумов П. Х., Оганян С. А.** Электростимуляция родовой деятельности при ее слабости переменным импульсным током аппарата АСМ-3.— Труды Ереванского ин-та усоверш. врачей, 1972, № 5, с. 185—189.

44. **Uber die Möglichkeit einer elektrischen Wehenanzugung/** H. A. Palmrich, K. Schmiedecker, H. Jansch, H. Nückel.— Wiener klinische Wochenschrift, 1949, Bd 61, № 40, S. 650.

45. **Монашева Г. М.** Применение электростимуляции матки при некоторых формах нарушения сократительной деятельности.— Акушерство и гинекология, 1973, № 2, с. 62—63.

46. **Грищенко В. И., Дахно Ф. В.** Электростимуляция родовой деятельности пульсирующим током звуковой частоты.— Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей».— Каунас: КМИ, 1975, с. 241—243.

47. **Возбуждение и усиление сократительной деятельности матки электрическим током/З. А. Чиладзе, О. Н. Буджиашвили, А. Г. Перадзе и др.**— Тезисы докладов VII Международного конгресса акушеров-гинекологов. М.: Внешторгиздат, 1973, № 175, с. 144.

48. **Малиновская С. Я., Мясникова И. Г.** Применение электростимуляции матки при родах.— Сборник научных трудов ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР «Современные методы исследования и терапии в акушерстве и гинекологии», 1968, с. 60—61.

49. **Мясникова И. Г.** Некоторые методы лечения слабости родовой деятельности: Автореф. канд. дис.— М.: 2-й Московский гос. мед. ин-т им. Н. И. Пирогова, 1969.

50. **Пронина Г. М.** Принцип биоуправляемой электрической стимуляции матки.— Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей». Каунас: КМИ, 1975, с. 249—250.

51. **А. с. 553977 (СССР).** Электрический стимулятор для родовозбуждения и родоусиления/Б. М. Лукин, Г. М. Пронина.— Опубл. в Б. И., 1977, № 14.

52. **Громова А. М.** Значение коррекции сократительной деятельности матки в комплексной терапии послеродового эндометрита: Автореф. канд. дис.— М.: ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР, 1977.

53. **Tricomi V.** Induction of Labor a contemporary view.— Clinical Obstetrics and Gynecology. New York, 1973, vol. 16, № 4, p. 226—242.

54. **Tsuei J. J., Yiu-Fun-Lai.** Induction of Labor by Acupuncture and Electrical stimulation.— Obstetrics and Gynecology. New York, 1974, vol. 43, № 3, p. 337—342.

55. **Kubista E., Kucera H., Müller-Tyl E.** Wehenauslösung am schwangeren Uterus durch Elektroakupunktur.— Geburtshilfe und Frauenheilkunde, 1974, Bd 34, № 1, S. 974—977.

56. **Пронина Г. М., Збыковская М. Н.** Регуляция сократительной деятельности матки методом электроакупунктуры.— Труды IV съезда акушеров-гинекологов РСФСР. М.: Московский областной НИИ акушерства и гинекологии, 1977, с. 258, 259.

57. **Медведева М. И.** Применение индукционного тока для борьбы с кровотечениями и последовым и ранним послеродовым периодах.— Труды XI Всесоюзного съезда акушеров-гинекологов.— М.: Медицина, 1963, с. 263—265.

58. **А. с. 248895 (СССР).** Способ остановки гипотонических кровотечений/Б. И. Ласков, М. И. Медведева.— Опубл. в Б. И., 1969, № 24.

59. **Медведева М. И.** Профилактика гипотонических кровотечений методом электростимуляции мышцы матки: Автореф. докт. дис.— Львов: ЛГМИ, 1967.

60. **Быков Н. Е.** Эффективность электротонизатора и окситоцина применяемых для профилактики кровотечения в последовом и раннем послеродовом периодах.— Вопросы охраны материнства и детства, 1971, № 11, с. 57—60.

61. **Тихонова И. С.** Значение электрической стимуляции матки для профилактики гипотонических кровотечений: Автореф. канд. дис.— М.: ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР, 1973.

62. **Яковичкая П. А.** Профилактика кровотечения в последовом и раннем послеродовом периодах методом электросокращения матки: Автореф. канд. дис. Тбилиси: ТГМИ, 1971.

63. **Бредикис Ю. И.** Очерки клинической электроники. М.: Медицина, 1974.— 224 с.

64. **Жуковский Я. Г., Хасин А. З.** Оценка эффективности действия электротонизации на сократительную деятельность матки в раннем послеродовом периоде.— В кн.: Конференция молодых медиков Грузии. Тбилиси, изд-во ЦК ЛКСМ СССР, 1981, с. 418.

65. **Хасин А. З.** Комбинированный электрод-датчик для электростимуляции матки и гистерографии.— Материалы конференции «Дослідження і розробка радіоелектронної медичної апаратури в X п'ятиріччі.— Київ: Товариство «Знання», 1977, с. 4.

66. **Жуковский Я. Г., Хасин А. З.** Способ профилактики кровотечения в последовом и раннем послеродовом периодах.— Сборник научных трудов I Московского ордена Ленина и ордена Трудового Красного Знамени медицинского ин-та им. И. М. Сеченова «Внедрение изобретений и рационализаторских предложений в медицинскую практику», 1979, с. 20—21.

67. **Чиладзе З. А.** Способ электротонизации атонической матки для остановки маточного кровотечения.— Акушерство и гинекология, 1965, № 1, с. 41—45.

68. **Табак В. Я., Берман В. С., Непомнящая В. С.** Остановка атонического маточного кровотечения одиночным электрическим импульсом.— Акушерство и гинекология, 1965, № 1, с. 46—49.

69. **Шульжитская Н. Ю., Фишкина Ф. И., Жаворонкова В. Ф.** Электротонизация матки при атонических кровотечениях.— Здравоохранение Белоруссии, 1967, № 8, с. 57—69.

70. **Kadlas M.** Elektroimpulsoterapie pritezem porodnim krvaerni.— Ceskoslovenska gynaekologie N. S., 1976, № 2, p. 86, 87.

71. **Мирович Д. Ю.** Вопросы патогенеза и лечения гипо- и атонических маточных кровотечений: Автореф. докт. дис. Донецк: ДГМИ им. А. М. Горького, 1972.

72. **Личкус Л. Г.** К вопросу о фарадизации послеродовой матки.— Врач, 1887, № 46, с. 885—887.

73. **Турдакова М. А., Порембская Т. И.** Наш опыт применения фарадизации для лечения субинволюции матки после родов.— Вопросы охраны материнства и детства, 1961, № 6, с. 40—46.

74. **Чиладзе З. А.** Электрородорегулирование.— Труды XII Всесоюзного съезда акушеров-гинекологов.— М.: Медицина, 1971, с. 440—442.

75. **Пирцхалава И. К.** Лечение и профилактика осложнений в послеродовом периоде методом электростимуляции: Автореф. канд. дис. Тбилиси: ТГМИ, 1971.

76. **А. с. 227516 (СССР).** Аппарат для остановки маточного кровотечения/З. А. Чиладзе, П. А. Яковичкая, О. Н. Бурджиашвили и др.— Опубл. в Б. И., 1968, № 30.

77. **Аверкина В. В.** Электротонизация мочевого пузыря, мышц тазового дна у рожениц в профилактике и лечении функционального недержания мочи и опущения стенок влагалища.— Материалы I Все-

союзной научной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей». — Каунас: КМИ, 1975, с. 266—268.

78. Молчанова Г. Я., Тихонова И. С. Особенности сократительной деятельности матки в первые дни послеродового периода до и после применения импульсных токов. — Тезисы докладов XIII Всесоюзного съезда акушеров-гинекологов. — М.: Изд-во Всесоюзного науч. общества акушеров-гинекологов, 1976, с. 449.

79. Гуртовой Б. Л., Хасин А. З., Громова А. М. Новое в терапии послеродового эндометрита. — Труды IV съезда акушеров-гинекологов РСФСР. — М.: Московский областной НИИ акушерства и гинекологии, 1977, с. 276.

80. А. с. 639540 (СССР). Способ лечения послеродовых эндометритов/Б. Л. Гуртовой, А. З. Хасин, А. М. Громова и др. — Оpubл. в Б. И., 1978, № 48.

81. А. с. 312609 (СССР). Способ подготовки беременных к родам/Э. М. Каструбин. — Оpubл. в Б. И., 1971, № 26.

82. Электросон/В. А. Гиляровский, Н. М. Ливенцев, Ю. Е. Сегаль и др. М.: Медицина, 1958. — 171 с.

83. Пастернак М. Д. Применение электросна для лечения больных с токсикозами беременности: Автореф. канд. дис. — Л.: 1-й Ленинградский мед. ин-т им. акад. И. П. Павлова, 1964.

84. Sbriglio V. S. Prime esperienze dell' elettrosonoterapia in campo ostetrico e ginecologico. — Gazzetta medica Italiano. Milano, 1965, № 124, p. 45—47.

85. Персианинов Л. С. Научные достижения в акушерстве и гинекологии. — Акушерство и гинекология, 1977, № 10, с. 5—9.

86. Персианинов Л. С., Каструбин Э. М. Применение лечебной анальгезии импульсными токами в процессе родов. — Советская медицина, 1971, № 10, с. 32—35.

87. Персианинов Л. С., Каструбин Э. М. О применении электронаркоза, электросна, электроанальгезии в акушерстве. — Акушерство и гинекология, 1972, № 9, с. 3—7.

88. Персианинов Л. С. Электроанальгезия и ее применение в акушерстве и гинекологии. — Сборник научных трудов «Анестезия и реанимация в акушерстве и гинекологии»/Под ред. Л. С. Персианинова и Н. Н. Расстригина. М.: ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР, 1975, с. 25—47.

89. Каструбин Э. М. Применение электроанальгезии в акушерстве: Автореф. докт. дис. — М.: 2-й Московский гос. медицинский ин-т им. Н. И. Пирогова, 1975.

90. Каструбин Э. М. Электроанальгезия как метод подготовки беременных к родам. — Сборник научных трудов «Анестезия и реанимация в акушерстве и гинекологии»/Под ред. Л. С. Персианинова и Н. Н. Расстригина. — М.: ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР, 1975, с. 48—55.

91. Сафронова Л. А. Применение электроанальгезии при осложненном течении беременности. — Сборник научных трудов «Анестезия и реанимация в акушерстве и гинекологии»/Под ред. Л. С. Персианинова и Н. Н. Расстригина. — М.: ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР, 1975, с. 56—64.

92. Русина Н. Ф., Терешкова С. П. Течение и исход родов для матери и плода при родовой подготовке методом электроанальгезии. — Тезисы докладов XIII Всесоюзного съезда акушеров-гинекологов. — М.: Изд-во Всесоюзного науч. общества акушеров-гинекологов, 1976, с. 469.

93. Папаташвили А. М. Электроанальгезия как метод лечения дискоординации родовой деятельности. — Сборник научных трудов «Анестезия и реанимация в акушерстве и гинекологии»/Под ред. Л. С. Персианинова и Н. Н. Расстригина. — М.: ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР, 1975, с. 79—89.

94. Русина Н. Ф. Дискоординация родовой деятельности: Автореф. канд. дис. М.: ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР, 1976.

95. Молчанова Г. Я., Тихонова И. С. Реабилитация женщин в послеродовом периоде методом электроанальгезии. — Тезисы III съезда акушеров-гинекологов Белорусской ССР. Минск: МГМИ, 1979, с. 287.

96. Каструбин Э. М. Диагностические возможности электроанальгезии в акушерстве и гинекологии. — Труды IV съезда акушеров-гинекологов РСФСР. М.: Московский областной НИИ акушерства и гинекологии, 1977, с. 252—254.

97. Верулашвили И. В. Электрическая стимуляция головного мозга в лечении климактерического синдрома. — Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей». Каунас: КМИ, 1975, с. 262—266.

98. Верулашвили И. В. Особенности развития и течения климактерического синдрома у женщин, работающих в различных условиях труда, и лечение их электроанальгезией: Автореф. канд. дис. М.: ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР, 1977.

99. Сметник В. П. Применение электроанальгезии для лечения больных с нарушением миелиновой функции центрального генеза. — Сборник научных трудов «Анестезия и реанимация в акушерстве и гинекологии»/Под ред. Л. С. Персианинова и Н. Н. Расстригина. — М.: ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР, 1975, с. 114—117.

100. А. с. 454916 (СССР). Способ анестезии/Л. С. Персианинов, Н. Н. Расстригин, Э. М. Каструбин и др. — Оpubл. в Б. И., 1974, № 48.

101. Расстригин Н. Н., Персианинов Л. С., Каструбин Э. М. О применении электросна, электроанальгезии и электронаркоза в акушерстве и гинекологии. — Тезисы докладов VII Международного конгресса акушеров и гинекологов. М.: Внешторгиздат, 1973, с. 310—311.

102. Дизна С. Н. Электроанальгезия как компонент общей анестезии при гинекологических операциях и кесаревом сечении: Автореф. канд. дис. М.: ВНИИ клинической и экспериментальной хирургии Минздрава СССР, 1975.

103. Прошина И. В. Электроанальгезия как метод обезболивания в послеоперационном периоде у гинекологических больных. — Сборник научных трудов «Анестезия и реанимация в акушерстве и гинекологии»/Под ред. Л. С. Персианинова и Н. Н. Расстригина. М.: ВНИИ акушерства и гинекологии Минздрава СССР, 1975, с. 102—112.

104. Прошина И. В., Титов Ю. А. Лечебная электроанальгезия в послеоперационном периоде у гинекологических больных. — Тезисы докладов на XIII Всесоюзном съезде акушеров и гинекологов. М.: Изд-во Всесоюзного науч. общества акушеров-гинекологов, 1976, с. 457—459.

К гл. 8

1. Стандарт МЭК (проект). Общие требования безопасности электрооборудования, используемого в медицинской практике, 1976.

2. Ливенсон А. Р. Некоторые вопросы электробезопасности электролечебной аппаратуры. — М.: Медицина, 1975. — 164 с.

3. Lichter G. F., Borrie J., Miller W. M. Radio frequency hazards with cardiac pacemaker. British Medical Journal, 1965, vol. 1, p. 1513—1518.

4. Green H., Roffery E., Gregory I. Ventricular fibrillation threshold of health dogs to 50 Hz current in relation to earth leakage currents of electromedical equipment.—*Biomedical Engineering*, 1972, vol. 8, № 9, p. 408—414.

5. Weinberg D., Arflei J., Whalen R. Electric shock hazards in cardiac catheterisation.—*Circulatory Research*, 1962, vol. 11, p. 1004—1009.

6. Бредикис Ю. Ю., Жинджус С. А., Медзевичус П.-А. Б. Нарушение деятельности имплантированных биоуправляемых электрокардиостимуляторов под воздействием электромагнитных помех.—*Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей»*.—*Каунас: КМИ*, 1975, с. 22—24.

7. Методика и результаты испытания влияния мощных помех на работу имплантируемых кардиостимуляторов/И. А. Дубровский, Г. В. Зусман, С. С. Григоров, Н. В. Лужина.—*Материалы I Всесоюзной научной конференции «Электрическая стимуляция органов и тканей»*.—*Каунас: КМИ*, 1975, с. 24—27.

8. Зусман Г. В., Лужина Н. В. Влияние электромагнитных помех на работу имплантируемых кардиостимуляторов (Обзор). *Новости медицины и медицинской техники. Экспресс-информация ВНИИМИ*, № 7—8, март 1975, с. 34—43.

9. Зусман Г. В. Увеличение помехоустойчивости асинхронных кардиостимуляторов.—*Медицинская техника*, 1978, № 4, с. 42—43.

ОГЛАВЛЕНИЕ

Предисловие (Р. И. Утямышев, СССР; М. Врана, ЧССР)	3
Глава первая. Электрокардиостимуляторы	6
1.1. Электрокардиостимуляторы для постоянной стимуляции (имплантируемые) (В. Бичик, Л. Криштян, ЧССР)	6
1.1.1. Основные электрофизиологические сведения	6
1.1.2. Электрическая кардиостимуляция	9
1.1.3. Типы ЭКС	11
1.1.4. Основные параметры имплантируемых ЭКС	20
1.1.5. Техническое исполнение имплантируемых ЭКС	32
1.1.6. Срок службы и надежность ЭКС	41
1.1.7. Применение ЭКС в клинической практике	42
1.1.8. Перспективы технического развития имплантируемых ЭКС	45
1.2. Электрокардиостимуляторы для временной стимуляции (В. А. Беззубчиков, А. И. Васильев, В. А. Михайлов, СССР)	46
1.2.1. Области применения и способы реализации временной электрокардиостимуляции	46
1.2.2. Проектирование технических средств для электростимуляционного урежения сердечного ритма	49
1.3. Электроды для ЭКС (М. Нетушил, ЧССР)	100
1.3.1. Введение	100
1.3.2. Внутрисердечные электроды	104
1.3.2.1. Материалы, используемые для изготовления электродов	104
1.3.2.2. Конструктивная схема электрода	108
1.3.2.3. Характеристики электродов	114
1.3.3. Миокардиальные электроды	122
1.3.4. Электроды других типов	122
1.4. Источники питания для имплантируемых ЭКС (В. А. Беззубчиков, А. И. Васильев, В. М. Кодюков, В. А. Михайлов, СССР)	124
1.4.1. Общие сведения	124
1.4.2. Химические источники тока	126
1.4.3. Радиоизотопные источники тока	130
1.5. Конструкции имплантируемых ЭКС (В. Е. Бельгов, А. В. Барковский, СССР)	134
1.5.1. Анализ развития конструкций ЭКС	135
1.5.2. Основные требования к конструкции ЭКС	136
1.5.3. Конструкции ЭКС I поколения	137
1.5.4. Конструкции ЭКС II поколения	140
1.5.5. Конструкции ЭКС III поколения	145
1.5.6. Электробезопасность ЭКС	145
1.5.7. Электрокардиостимуляторы, разработанные в СССР	148
Глава вторая. Контрольно-измерительная аппаратура для наблюдения за состоянием имплантированных ЭКС (А. Добса, А. Грошиц, Л. Криштян, ЧССР)	151
2.1. Обзор методов контроля	151
2.1.1. Наблюдение по показателям срока службы источника питания ЭКС	152
2.1.2. Наблюдение за работой ЭКС по электрокардиограмме	154
2.1.3. Измерение частоты импульсов	154
2.1.4. Измерение длительности импульса	155
2.1.5. Импульсосокопия	156
2.1.6. Рентгенологический контроль	156
2.1.7. Специальные методы измерения и контроля	157
2.2. Измерение частоты стимулирующих импульсов	157
2.3. Импульсосокопия	168
2.4. Контроль имплантированных ЭКС по телефону	176
2.5. Специальные методы измерения и контроля	178
2.5.1. Контроль R-запрещающих ЭКС	178
2.5.2. Контроль P-синхронизированных ЭКС	180
2.5.3. Измерение порога стимуляции у имплантированных ЭКС	180
Заключение	183

Глава третья. Дефибрилляторы (М. Врана, С. Дворжак, Л. Криштян, ЧССР)	184
3.1. Медико-технические вопросы	184
3.1.1. Фибрилляция сердца	184
3.1.2. Предрасположенность к фибрилляции, фибрилляционный порог и фаза уязвимости	190
3.1.3. Дефибрилляция сердца	193
3.1.4. Дефибрилляционный порог сердца	198
3.1.5. Импульс дефибрилляции	198
3.1.6. Расположение во времени (синхронизация) импульса дефибрилляции	201
3.1.7. Биологическое состояние сердца и дефибрилляция	203
3.1.8. Возможные осложнения при дефибрилляции желудочков сердца	204
3.1.9. Повреждение сердца электрическим током при дефибрилляции (кардиоверсии)	207
3.1.10. Прямая дефибрилляция	209
3.1.11. Непрямая дефибрилляция	210
3.1.12. Кардиоверсия	211
3.1.13. Лечение желудочковых тахикардий при помощи кардиостимуляции	212
3.2. Варианты технического исполнения дефибрилляторов	213
3.2.1. Выходная цепь дефибриллятора	214
3.2.2. Энергия импульса дефибрилляции	217
3.2.3. Максимальный ток импульса дефибрилляции	218
3.2.4. Длительность импульса дефибрилляции	219
3.2.5. Техническая реализация составных частей выходной цепи дефибриллятора	221
3.2.6. Цепи питания дефибриллятора	225
3.2.7. Методы индикации и установки энергии импульса дефибрилляции	227
3.2.8. Контроль эффективности процедуры дефибрилляции	228
3.2.9. Конструктивное исполнение дефибрилляторов	230
3.2.10. Перспективы и новые направления конструирования дефибрилляторов	231
Глава четвертая. Электростимуляторы нервно-мышечной системы опорно-двигательного аппарата (Г. Ф. Колесников, СССР)	232
4.1. Электрические параметры объекта электростимуляции	232
4.2. Электрофизиологические параметры объекта электростимуляции	237
4.3. Режимы и механизмы действия электростимуляции	247
4.4. Параметры электростимуляционного воздействия и специализированные стимуляторы	255
Глава пятая. Методы и технические средства электрической стимуляции мочевого пузыря (А. В. Лившиц, СССР)	281
5.1. Изучение метода и оптимальных параметров стимулирующего воздействия	281
5.2. Электроды для электростимуляции мочевого пузыря	287
5.3. Опосредованная трансректальная электростимуляция мочевого пузыря	293
5.4. Радиочастотная электростимуляция мочевого пузыря	294
5.5. Функциональные показатели мочевого пузыря при электростимуляции	298
5.6. Электростимуляция сфинктеров	304
Глава шестая. Методы электростимуляции желудочно-кишечного тракта (А. В. Лившиц, СССР)	307
6.1. Опосредованная электростимуляция кишечника	307
6.2. Выбор оптимальных параметров для электростимуляции желудочно-кишечного тракта	310
6.3. Прямая электростимуляция желудочно-кишечного тракта	313
6.3.1. Технические средства для реализации метода	313
6.3.2. Способы электростимуляции желудочно-кишечного тракта	315
6.4. Результаты клинического применения электростимуляции желудочно-кишечного тракта	318
Глава седьмая. Электростимуляция и электроанальгезия в акушерстве и гинекологии (Л. С. Персианинов, А. З. Хасин, СССР)	324
Глава восьмая. Вопросы электробезопасности при электростимуляции (В. А. Беззубчиков, А. И. Васильев, В. А. Михайлов, СССР)	347
Заключение (В. А. Михайлов, СССР)	355
Список литературы	357

1900