

Министерство образования Республики Беларусь
Учреждение образования
«Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники»

Кафедра электронной техники и технологии

ЭЛЕКТРОННАЯ ЛЕЧЕБНАЯ АППАРАТУРА

Лабораторный практикум
для студентов специальности
«Медицинская электроника»
всех форм обучения

Минск БГУИР 2011

УДК 615.47(076.5)
ББК 53.54я7
Э45

А в т о р ы:

А. Н. Осипов, М. В. Давыдов, А. С. Терех, В. М. Бондарик, П. В. Камлач,
А. В. Смирнов, С. К. Дик, С. А. Лихачев, В. В. Ващилин

Р е ц е н з е н т:

доцент кафедры сетей и устройств телекоммуникаций,
кандидат технических наук А. А. Борискевич

Электронная лечебная аппаратура : лаб. практикум для студ.
Э45 спец. «Медицинская электроника» всех форм обуч. / А. Н. Осипов
[и др.]. – Минск : БГУИР, 2011. – 56 с. : ил.
ISBN 978-985-488-561-2.

Лабораторный практикум составлен в соответствии с программой дисциплины «Электронная лечебная аппаратура» и состоит из четырех лабораторных работ по изучению работы аппаратов магнитотерапии, ультразвуковых терапевтических аппаратов, аппаратов для исследования тремора, способов генерации сигналов электростимуляции.

Предназначен для закрепления и углубления теоретических знаний в процессе самостоятельного изучения дисциплин, приобретения практических навыков в области проектирования медицинских аппаратов.

**УДК 615.47(076.5)
ББК 53.54я7**

ISBN 978-985-488-561-2

© УО «Белорусский государственный
университет информатики
и радиоэлектроники», 2011

СОДЕРЖАНИЕ

<i>Лабораторная работа №1</i> МОДЕЛИРОВАНИЕ ИНДУКТОРОВ АППАРАТОВ МАГНИТОТЕРАПИИ В СРЕДЕ ELCUT.....	4
<i>Лабораторная работа №2</i> ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ УЛЬТРАЗВУКА С БИОЛОГИЧЕСКИМИ ОБЪЕКТАМИ.....	19
<i>Лабораторная работа №3</i> СПОСОБЫ ГЕНЕРАЦИИ СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ.....	30
<i>Лабораторная работа №4</i> ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ТРЕМОРА КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА.....	39

Библиотека БГУИР

Лабораторная работа №1

МОДЕЛИРОВАНИЕ ИНДУКТОРОВ АППАРАТОВ МАГНИТОТЕРАПИИ В СРЕДЕ ELCUT

1 Цель работы

- 1 Изучить методику моделирования индукторов с использованием программного комплекса Elcut.
- 2 Проанализировать полученные результаты.

2 Теоретические сведения

Магнитотерапия – группа методов физиотерапии, подразумевающих применение магнитного поля.

2.1 Методы магнитотерапии и аппараты

Применяемые магнитные поля могут быть переменными (высоко- или низкочастотными) или постоянными. При этом как постоянные, так и переменные магнитные поля можно использовать как в непрерывном, так и в импульсном (прерывистом) режимах; в зависимости от метода, импульсы могут иметь различную частоту, длительность и форму импульсов.

В основу классификации серийно выпускаемых магнитотерапевтических приборов и аппаратов положена степень локализации поля воздействия на пациента, – наиболее значимый фактор с точки зрения построения самого аппарата, его сложности, а также окончного устройства формирования магнитного поля (МП). Выделяют три класса локализации поля воздействия:

- 1) локальное (местное),
- 2) распределенное,
- 3) общее.

К первому классу отнесены аппараты с одним или двумя индукторами, предназначенные для облучения магнитным полем некоторого органа или участка тела пациента, а также аппараты магнитопунктурного действия с возможностью облучения в любой момент времени только одной биологически активной точки. К этому же классу относятся магнитотерапевтические изделия с постоянными магнитами: браслеты, таблетки, клипсы и т. п., которые в данной работе не рассматриваются. Особенностью первого класса является отсутствие пространственного перемещения магнитного поля.

Ко второму классу отнесены аппараты, содержащие ряд (три и более) индукторов, с помощью которых можно воздействовать на ряд органов или значительную область (и даже разные части) тела пациента. Этот класс характеризуется возможностью перемещения магнитного поля в пространстве вокруг пациента.

К третьему классу отнесена аппаратура стационарная, с наиболее объемным окончным устройством, в котором должен размещаться весь человек. В

этих аппаратах обеспечивается общее воздействие, и, как правило, предусматривается перемещение поля в пространстве и изменение во времени.

В первых двух классах непосредственно излучатели магнитного поля имеют несложную конструкцию и зачастую организованы «россыпью», поэтому при лечении они могут устанавливаться врачом-физиотерапевтом произвольно или в соответствии с медицинскими методиками. При этом в общей стоимости аппарата излучатели составляют малую часть по сравнению с электронной частью, генерирующей силовые токи. Это особенно характерно для аппаратов распределенного действия и менее справедливо для аппаратов локального действия, где нередко используются простейшие преобразователи тока промышленной частоты.

В аппаратах третьего класса конструкция может быть самой разнообразной – от магнитного скафандра до магнитной комнаты. Здесь стоимость окончных устройств порой превышает стоимость электронного блока управления, генерирующего весь ансамбль силовых токов. Именно эти аппараты являются системами комплексной магнитотерапии.

Анализ принципов построения промышленных магнитотерапевтических аппаратов позволяет представить их обобщенную структурную схему (рисунок 1.1).

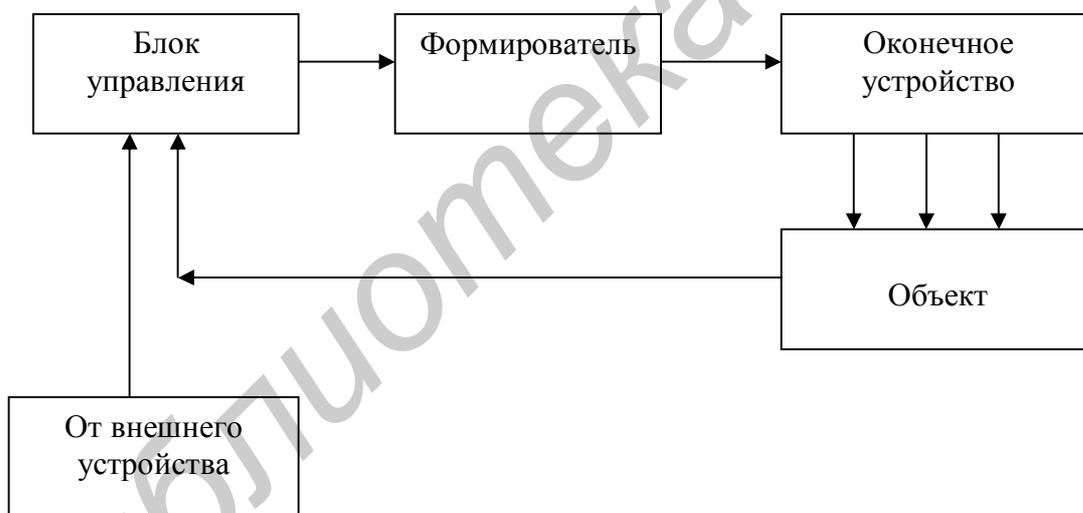


Рисунок 1.1 – Обобщенная структурная схема МТА

С помощью блока управления задается набор биотропных параметров магнитного поля. Функционально блок управления может содержать задатчики частотно-временных параметров, параметров синхронизации, интенсивности магнитного поля и др.

Формирователь предназначен для получения тока определенной формы в индукторах и в самом простейшем случае может содержать преобразователь

тока питания индуктора в виде выпрямительного диода. Как правило, в состав формирователя входит усилитель мощности.

Оконечное устройство предназначено для формирования магнитного поля и представляет собой индуктор или набор индукторов (излучателей магнитного поля), выполненных в виде электромагнитов, соленоидов, коротких (плоских) катушек индуктивности.

2.2 Магнитотерапевтические аппараты локального действия

Магнитотерапевтические аппараты (МТА) локального действия можно разделить на портативные – индивидуального пользования и переносные – общего пользования. В основе деления лежит взаиморасположенность блока управления и окончного устройства – индуктора.

В качестве первого МТА рассмотрим «МАГ-30». Он предназначен для воздействия синусоидальным МП одной интенсивности. Устройство представляет собой индуктор П-образной формы с двумя катушками в пластмассовом корпусе и питается непосредственно от сети. Его отличительной особенностью является отсутствие блока управления как такового. Аппарат выпускается 4-х типоразмеров: 130×115×130 мм, 105×80×54 мм, 115×80×47 мм, 110×72×34 мм, потребляемая мощность не более 50 Вт (рисунок 1.2).



Рисунок 1.2 – Аппарат магнитотерапии «Маг-30»

Аппарат генерирует на своей рабочей поверхности площадью 20 см² неоднородное переменное магнитное поле частотой 50 Гц и заданной магнитной индукции. Электропитание аппарата – от бытовой электрической сети 50 Гц, 220–230 В. Его параметры: габариты, вес, отсутствие регулировок, значение магнитной индукции оптимальны для использования прибора не только в условиях медицинских учреждений, но и в домашних условиях (без специального обучения после консультации с врачом). Аппарат имеет минимум противопоказаний.

При воздействии низкочастотным магнитным полем аппарата «МАГ-30» отмечается хорошая переносимость у ослабленных больных, больных пожилого возраста, страдающих сопутствующими заболеваниями сердечно-сосудистой системы; больных, склонных к аллергическим реакциям на медикаменты. Это позволяет применять аппарат во многих случаях, когда воздействие другими физиотерапевтическими методами (УВЧ-, СВЧ-терапия, ультразвуковая тера-

пия) исключено. «МАГ-30» не выделяет вредных веществ ни в организм пациента, ни в окружающую среду.

Переносная магнитотерапевтическая аппаратура локального действия представлена широким спектром приборов. Так, семейство аппаратов «Полюс» насчитывает свыше пяти наименований. «Полюс-1» предназначен для воздействия на пациента синусоидальным или пульсирующим однополупериодным МП промышленной частоты в непрерывном или прерывистом режимах. Аппарат имеет 4-ступенчатую регулировку интенсивности МП. Отличительной особенностью является наличие таймера и устройства индикации, состоящего из сигнальных ламп, включенных последовательно с индукторами. Задание прерывистого режима осуществляется устройством управления, выполненным по схеме мультивибратора. В комплект индукторов входят электромагниты трех типов: цилиндрический, прямоугольный, полостной. Цилиндрический индуктор представляет собой катушку с П-образным сердечником (110×60 мм), полюса которого являются рабочей поверхностью. Прямоугольный индуктор имеет в качестве рабочей поверхности не только переднюю, но и торцевые и боковые стенки (160×47×50 мм). На сердечнике укреплены две последовательно соединенные катушки. Полостной индуктор представляет собой катушку, внутри которой помещен сердечник (25×165 мм). Потребляемая мощность – не более 130 Вт.



Рисунок 1.3 – Аппарат «Полюс-3»

Аппарат низкочастотной магнитотерапии «Полюс-3» (рисунок 1.3) является источником вращающегося электромагнитного поля с дискретно-регулируемыми частотой следования посылок электромагнитного поля и интенсивностью воздействия. Аппарат обеспечивает два режима работы:

- лекарственный магнитофорез с введением в ткани организма положительных или отрицательных ионов лекарственных веществ;
- магнитотерапию с автоматическим реверсированием во время изменения направления вращения электромагнитного поля.

Аппарат низкочастотной магнитотерапии «Полюс-3» применяется для лечения иридоциклитов, увеитов, дистрофии глазного дна, травм и повреждений органов зрения; артритов, невритов, переломов; заболеваний пародонта и дру-

гих заболеваний в стоматологии; отитов, ларингитов, ринитов, травм ЛОР-органов в отоларингологии.

2.3 Магнитотерапевтические аппараты распределенного действия

Большинство МТА локального действия имеют несколько режимов работы, в одном из которых возможно осуществление распределенного воздействия. Например аппарат импульсной низкочастотной магнитотерапии «Олимп-1» (рисунок 1.4).



Рисунок 1.4 – Магнитотерапевтический аппарат «Олимп-1»

Аппарат предназначен для оказания терапевтического воздействия на организм человека импульсным бегущим магнитным полем. Основанием для применения низкочастотных магнитных полей в терапии больных с различными видами патологии служит противовоспалительное, анальгезирующее, противоотечное влияние, уменьшение явлений вегетососудистых расстройств, неспецифическое воздействие на иммунологическую реактивность организма. Низкочастотное магнитное поле способствует усилению тормозных процессов в центральной нервной системе (улучшает общее состояние, сон, уменьшает раздражительность), улучшает кровоснабжение тканей, ускоряет репаративную регенерацию и заживление ран. В результате сроки лечения сокращаются почти вдвое по сравнению с медикаментозным методом лечения.

Аппарат с успехом может быть применен для лечения таких заболеваний, как:

- заболевания суставов и позвоночника: деформирующий артроз тазобедренного сустава, париартроз плечевого сустава, остеохондроз позвоночника;
- заболевания сердечно-сосудистой системы: гипертония (первичная, почечная), сосудистые заболевания конечностей (облитерирующий эндартериит и облитерирующий атеросклероз сосудов конечностей);
- заболевания женских половых органов: воспалительные заболевания (в том числе сальпингоофорит в сочетании с эндомиометритом, кольпитом и т. п.), заболевания, обусловленные гипофункцией яичников, воспалительные осложнения после оперативного родоразрешения (кесарево сечение), осложнения течения послеродового периода;

– неврологические заболевания: заболевания периферической нервной системы, сосудистые заболевания головного мозга (при сочетании переходящих нарушений мозгового кровообращения с хронической ишемической болезнью сердца).

МТА «Олимп-1» является 8-канальным источником импульсного бегущего МП частотой 10...100 Гц с 2-ступенчатой регулировкой интенсивности поля. Аппарат снабжен комплектом индукторов трех типов, образующих два соленоидных устройства, состоящих из пяти и трех индукторов-соленоидов соответственно, и набор из восьми соленоидов, размещенных в карманах пакета (720×720×20 мм) (см. рисунок 1.4). Первое соленоидное устройство (480×270×330 мм) представляет собой набор из пяти цилиндрических катушек, расположенных одна за другой. Второе (450×450×410 мм) – конструкцию из трех цилиндрических катушек, расположенных под углом друг к другу. Потребляемая мощность – не более 500 Вт. В свою очередь, импульсное бегущее магнитное поле обладает более выраженным терапевтическим эффектом.

2.4 Магнитотерапевтические аппараты общего воздействия

Аппараты общего воздействия являются наиболее сложными и дорогими устройствами. Перечислим некоторые из них.

Магнитотерапевтический аппарат «Аврора МК-01» предназначен для общего воздействия на пациента сложным динамическим магнитным полем с очень большим набором возможных конфигураций МП от «бегущих» до случайно перемещающихся, которые программируются заранее и могут подбираться индивидуально. Пациент располагается на специальной кушетке, где в форме гибких плоскостей укреплены системы индукторов: отдельно для всех конечностей, головы и туловища человека. Затем каждая из частей тела охватывается гибкими плоскостями, образуя замкнутый объем наподобие скафандра, внутри которого находится пациент.

Лечебный эффект магнитотерапевтического автоматизированного комплекса «Магнитор ИНТ» связывают с так называемым *информационным воздействием*, под которым понимают развитие ответных реакций организма на действие магнитного поля как в виде физико-химических изменений в первичных механизмах гомеостаза (систем регуляции постоянства внутренней среды организма), так и в виде развития неспецифических адаптационных реакций систем общего реагирования (иммунной, нервной, гуморальной систем), изменяющих реактивность организма (способность адекватно реагировать на действие патологических факторов), его резистентность (устойчивость), компенсаторно-приспособительные механизмы. Магнитное поле аппарата обеспечивает одновременное комплексное воздействие на все системы организма, в том числе нервную, эндокринную, сердечно-сосудистую и лимфатическую, а также на обмен веществ и окислительно-восстановительные процессы.

Создаваемое в аппарате «Магнитор ИНТ» магнитное поле имеет выраженную пространственно-временную неоднородную структуру, обеспечивающую высокий уровень биотропности по сравнению с другими типами магнитотерапевтических устройств, что способствует повышению индивидуальной чувствительности пациента к магнитотерапевтической процедуре. Выбором соответствующих параметров воздействия с учетом индивидуальных особенностей пациента обеспечивается достижение положительной для организма реакции. В силу аккомодационных процессов модуляция амплитуды индукции магнитного поля во время процедуры способствует поддержанию возбудимости нервных структур мозга в течение длительного времени, что обеспечивает эффект «последствия» (лечебное действие продолжается после окончания процедуры). Использование различных частот вращения магнитного поля (80...170 Гц) в одном лечебном сеансе позволяет синхронизировать его действие с большим числом биологических ритмов, начиная с процессов обмена веществ в клетках и заканчивая функциональной активностью отдельных систем и органов, что ведет на практике к развитию положительных хронобиологических эффектов. Создаваемое магнитное поле характеризуется низкой энергией, но вызывает «перестройку» систем и подсистем организма, способствуя поддержанию гомеостаза (постоянства внутренней среды), что позволяет исключить нежелательные побочные явления и ограничить противопоказания к проведению магнитотерапии. Индуктор здесь представляет собой объемный электромагнит, выполненный в виде статора 3-фазной 2-полюсной электрической машины переменного тока, в котором размещается пациент. Аппарат характеризуется большой массой индуктора (около 500 кг), питанием от 3-фазной сети, большим потреблением мощности.

Еще одним из аппаратов-представителей общей магнитотерапии является магнитотерапевтическая установка «Магнитотурботрон» (рисунок 1.5), создающая вращающееся магнитное поле максимальной индукцией 3 мТл вокруг всего тела пациента одновременно. Это стационарное оборудование с максимальным общесистемным воздействием, предназначенное для крупных медицинских учреждений: медицинских лечебно-диагностических и оздоровительных центров, больниц, санаториев, профилакториев. «Магнитотурботрон» обладает широким диапазоном возможностей по регулировке частоты, направления вращения поля, продолжительности цикла и процедуры, различных законов модуляции, а также микропроцессорным управлением.

Аппарат применяют при лечении таких неопухолевых заболеваний, как: нарушения функций опорно-двигательного аппарата, психосоматические расстройства, заболевания нервной системы, артериальная гипертония, местные нарушения системы кровообращения застойного и отечного характера, сопровождающиеся изменениями гемодинамики магистральных сосудов и микроциркуляции, заболевания органов пищеварения, заболевания органов дыхания, заболевания желез внутренней секреции, мочеполовой системы, соединительной ткани. Аппарат также используется при лечении различного рода онкологических заболеваний.

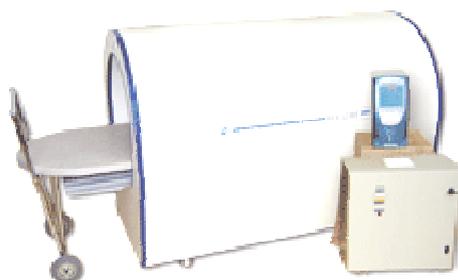


Рисунок 1.5 – Магнитотерапевтический комплекс «Магнитотурботрон»

Развитие магнитотерапевтических аппаратов идет по пути создания устройств, генерирующих магнитные поля, обладающих все более широким набором биотропных параметров; увеличения площади воздействия; введения элементов контроля за состоянием здоровья пациента; введения режима обратной связи на базе измерительно-диагностической аппаратуры общего и специального назначения и вычислительных средств.

3 Обзор программы Elcut

Программный комплекс ELCUT представляет собой интегрированную диалоговую систему программ, позволяющую решать следующие плоские и осесимметричные задачи:

- линейная и нелинейная магнитостатика;
- магнитное поле переменных токов (с учетом вихревых токов);
- нестационарное магнитное поле;
- электростатика;
- электрическое поле переменных токов в неидеальном диэлектрике;
- растекание токов в проводящей среде;
- линейная и нелинейная, стационарная и нестационарная теплопередача;
- линейный анализ напряженно-деформированного состояния;
- связанные (мультидисциплинарные) задачи.

ELCUT позволяет не только описать задачу – ее геометрию, свойства сред, источники поля, граничные и другие условия, но и решить ее с высокой точностью, и проанализировать решение с помощью средств цветной графики.

3.1 Методика моделирования катушки индуктивности в Elcut

Исходные данные

Геометрические размеры: толщина катушки – 22 мм, внешний радиус – 40 мм, внутренний – 30 мм.

Физические свойства: блок-воздух – относительная магнитная проницаемость 1;

блок-катушка (+), магнитная проницаемость 1, полный ток 2882 А;

блок-катушка (–), магнитная проницаемость 1, полный ток 2882 А;

стальной сердечник – магнитная проницаемость 1.

Граничные условия: блок-воздух – условие Дирихле $A = 0$.

Шаг дискретизации: вершины воздуха – 25, вершины катушки – 15, вершины сердечника – 5.

Ход работы

1 Запуск ELCUT 5.5 (студенческая версия). Студенческая версия не является демо-версией, все возможности программы сохранены, имеется ограничение только на количество узлов сетки конечных элементов – не более **255**.

2 Выбираем команду **Создать** из меню **Файл**. Появится окно для выбора типа документа ELCUT, который необходимо создать (рисунок 1.6).

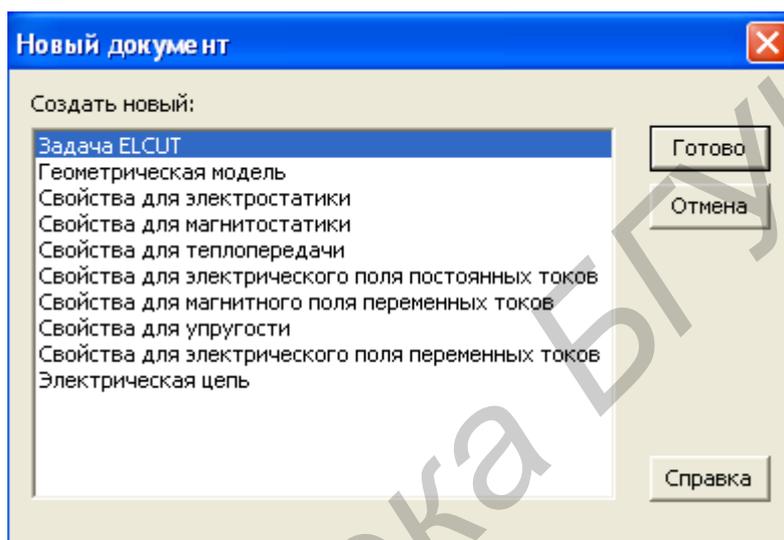


Рисунок 1.6 – Окно выбора типа документа

Щелкаем **Задача ELCUT**, **Готово**. Появится новое окно, предлагающее ввести имя задачи и место ее размещения.

3 Выбор типа задачи и класса модели. В списке **Тип** выбираем **Магнитное поле переменных токов**, класс – **Плоская**.

Следующий этап, выбор единиц измерения длины и системы координат: **Миллиметры**, **Декартова система координат**, расчет **Обычный** (рисунок 1.7).

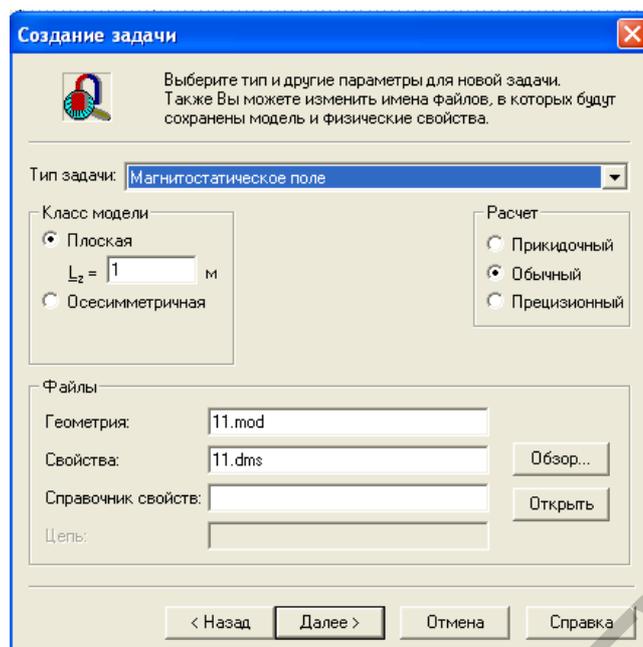


Рисунок 1.7 – Окно выбора системы координат

4 Создание геометрических элементов. Чтобы упростить создание объектов, воспользуемся сеткой привязки, **Вид/Сетка привязки**. Позиция начальной точки (0,0), шаг сетки по горизонтали и вертикали – 1 мм. Выбираем команду **Вставлять вершины и ребра**  на панели инструментов. Не важно, в каком порядке вы создаете ребра, также не имеет значения их направление.

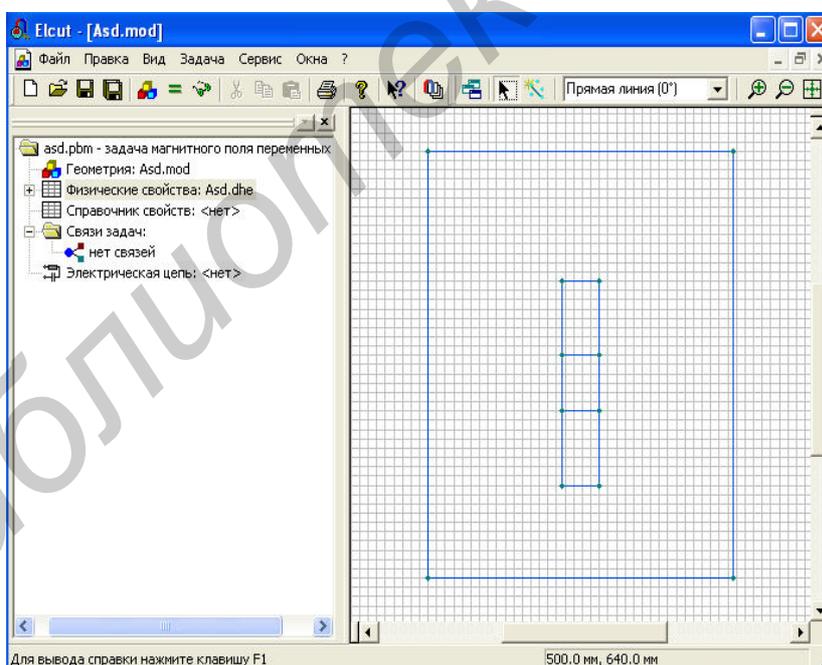


Рисунок 1.8 – Окно программы на этапе задания модели

Для начала следует ограничить систему **слоем воздуха достаточной протяженности**, чтобы исключить влияние границ. Затем строим геометрическую модель самой катушки индуктивности согласно **исходным данным**, в данном случае представленную тремя блоками, т. к. задача плоская (рисунок 1.8).

Удаление ненужных ребер или вершин производим нажатием клавиши **DEL**.

5 Задание свойств материалов. В ELCUT для ввода свойств материалов необходимо вначале присвоить метки геометрическим областям, которые выполнены из разных материалов, а затем для созданных меток указать свойства материалов. Таким образом, геометрическая область модели, соответствующая данному материалу, оказывается связанной с окном ввода свойств материала с помощью метки этого материала.

Рассматриваемая задача содержит 3 материала с различными свойствами:

- 1) воздух;
- 2) медь (катушка индуктивности представлена в данном случае двумя блоками с различными векторами намагничивания: катушка (+), катушка (-));
- 3) стальной сердечник.

Для присвоения **Метки** блоку дважды щелкаем по его поверхности, блок станет выделенным и появится диалоговое окно **Свойства выделенных объектов** (рисунок 1.9).

Таким образом, каждому из блоков нашей геометрической модели присваиваем свое название метки: воздух, сердечник, катушка (+), катушка (-). В левой части экрана на вкладке **Метки блоков** добавится 4 объекта.

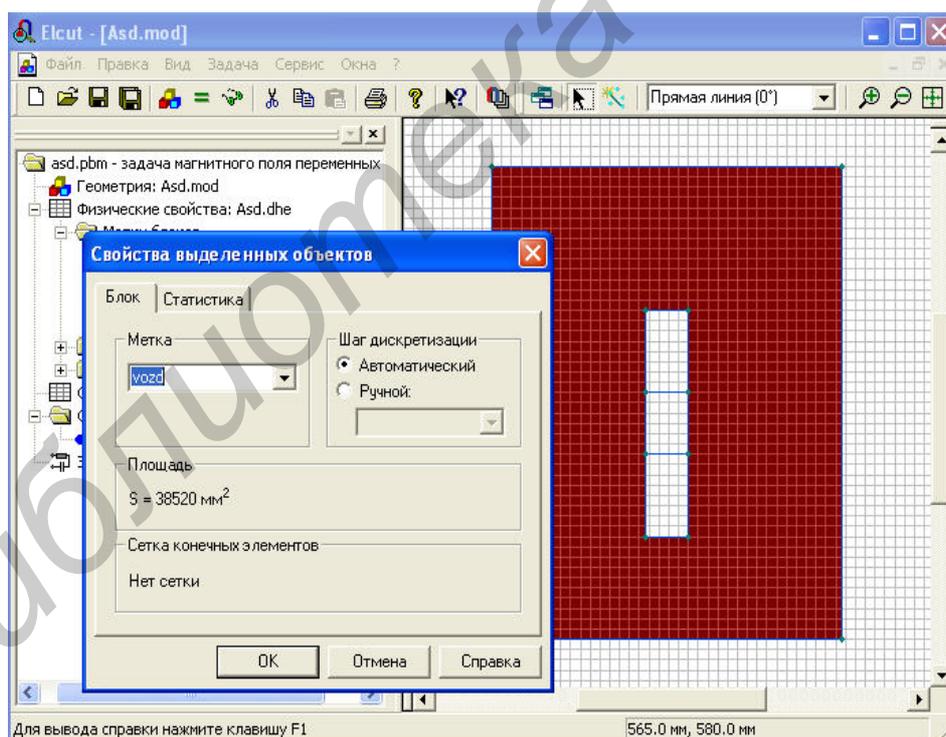


Рисунок 1.9 – Окно свойства на этапе присвоения блокам меток

Для ввода физических свойств метки блока-воздух дважды щелкнем по блоку-воздух на геометрической модели или выбираем **Физические свойства/Метки блоков-воздух** в контекстном меню. Вводим **1** в любое поле для компонентов **магнитной проницаемости** (рисунок 1.10).

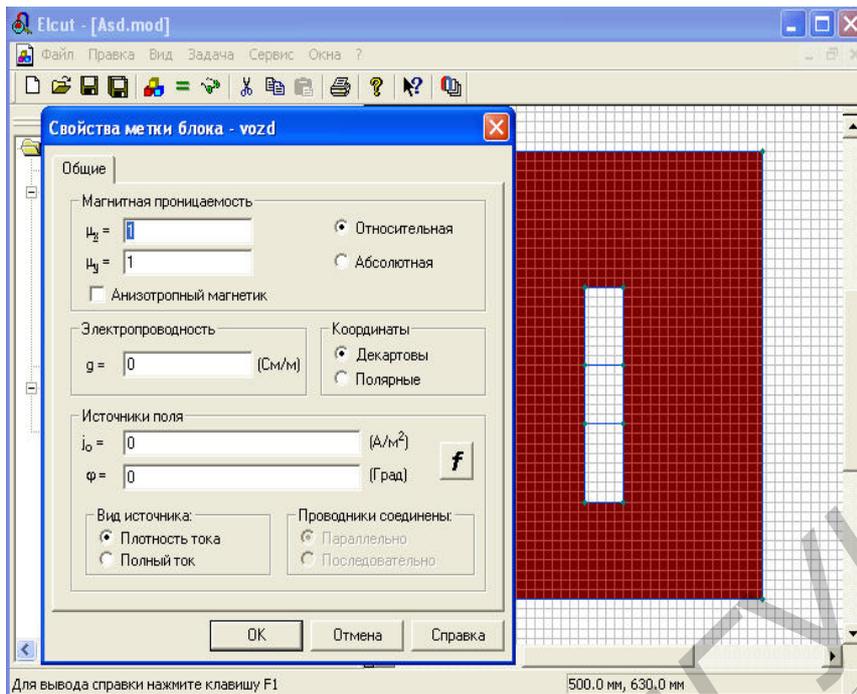


Рисунок 1.10 – Ввод физических свойств для блока-воздух

Аналогично зададим физические свойства для блоков: катушка (+), катушка (–), стальной сердечник, **согласно исходным данным**.

6 Задание граничных условий. Метки ребер используются для задания **Граничных условий** на внешних и внутренних границах области. В нашем случае следует задать **Нулевое граничное условие Дирихле $A = 0$** на внешней границе области (блок-воздух).

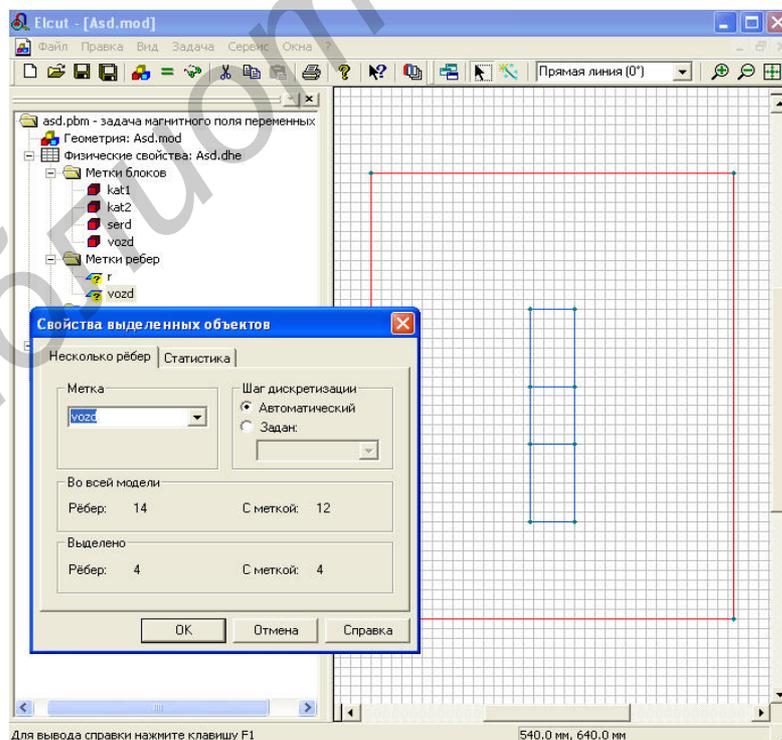


Рисунок 1.11 – Создание метки ребра-воздух

Чтобы присвоить метки ребрам, образующим блок-воздух, укажите мышью четыре ребра, они будут подсвечены. Названия меткам ребер присваиваются аналогично, как и названия меток блоков. Граничные условия задаются в окне редактирования меток ребер так же, как это делается при вводе физических свойств материалов (рисунок 1.11).

В рассматриваемой задаче величины индукции и напряженности магнитного поля за пределами расчетной области принимаем равными нулю.

7 Построение сетки конечных элементов. Для построения сетки конечных элементов необходимо задать **Шаг дискретизации** расчетной области. Шаг дискретизации определяет густоту сетки конечных элементов в различных областях модели. Можно задавать этот параметр вручную и автоматически, но рекомендуется задавать шаг дискретизации сетки вручную, поскольку мы используем студенческую версию программы, где количество узлов в сетке не должно превышать **255**, иначе программа выдаст ошибку. Выделяем вершины блока-воздух, выбираем команду **Свойства/Задан** вводим значение 25 (рисунок 1.12).

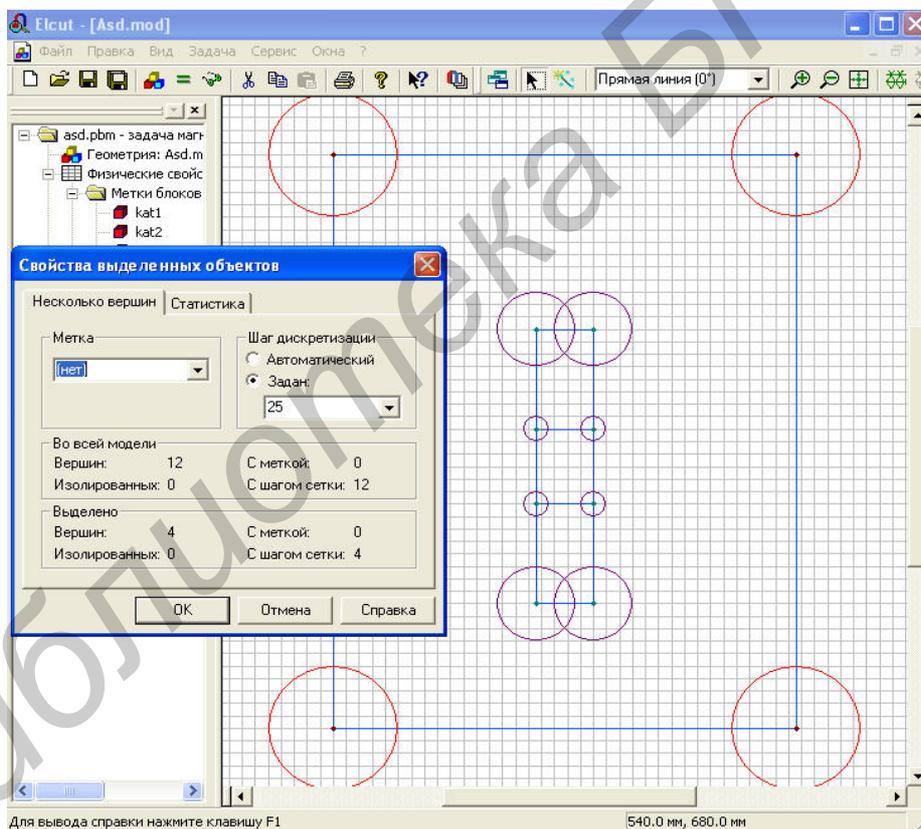


Рисунок 1.12 – Ввод шага дискретизации для вершин блока-воздух

Для построения сетки конечных элементов в меню выбираем **Правка/Построить сетку/Во всех блоках** (рисунок 1.13).

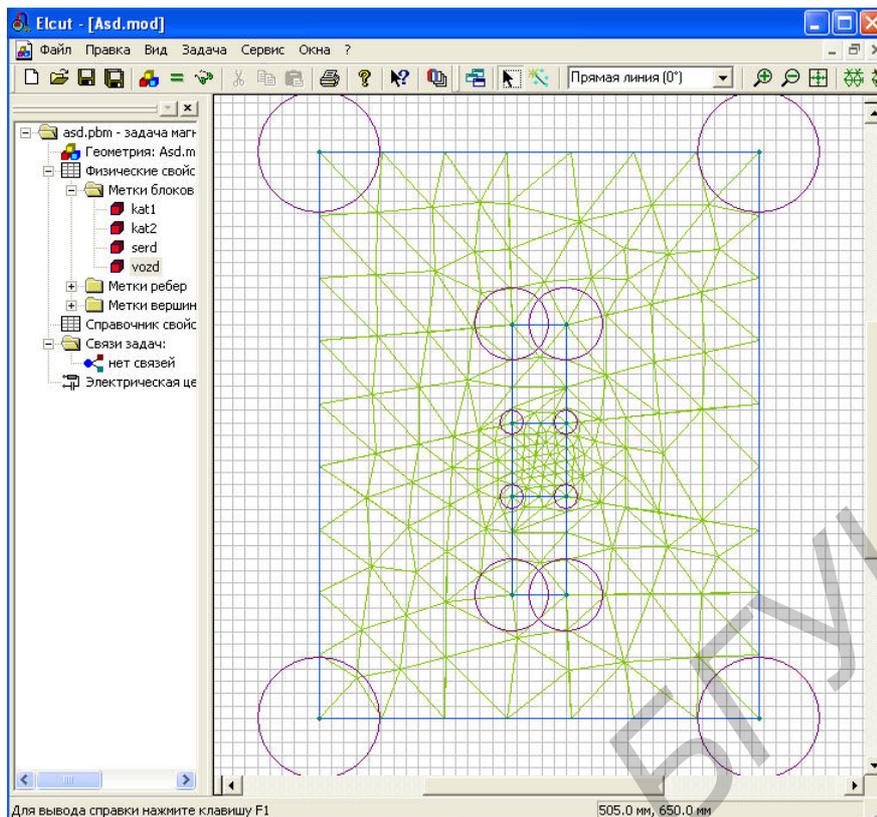


Рисунок 1.13 – Результат построения сетки конечных элементов

8 Решение задачи. Для решения задачи нажимаем кнопку на панели задач **Решить** . После окончания расчетов основного окна будет выведена основная картина поля текущей задачи (рисунок 1.14).

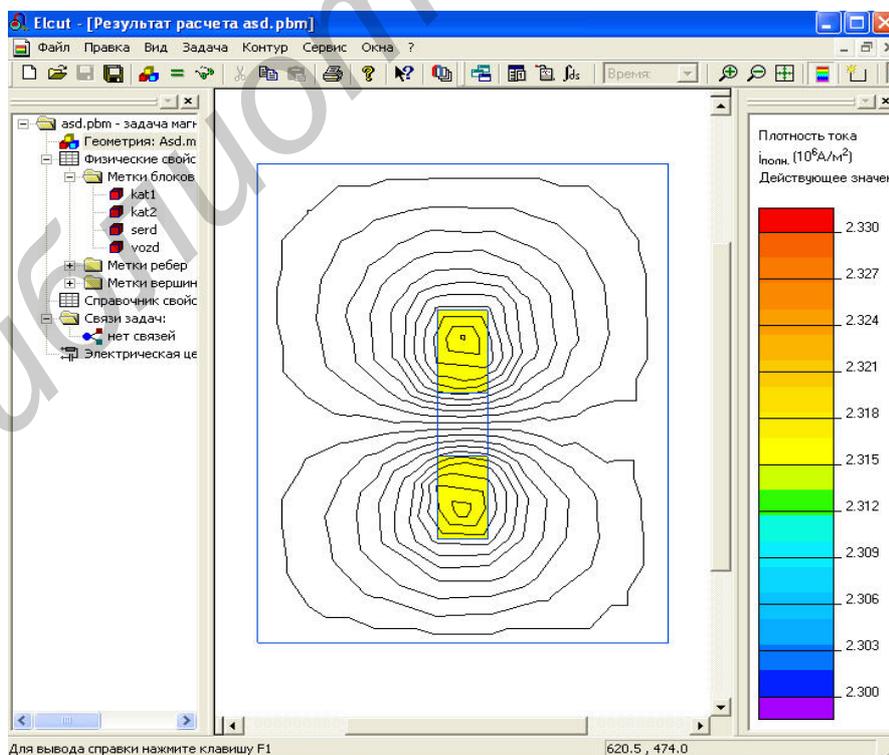


Рисунок 1.14 – Основная картина поля текущей задачи

9 Работа с картиной поля. ELCUT позволяет представить решение несколькими способами: картины поля, локальные полевые значения, интегральные величины. С помощью меню **Вид/Картина поля** изменяется способ отображения результатов расчета. В открывшемся окне диалога можно изменить настройки отображения картины поля (рисунок 1.15).

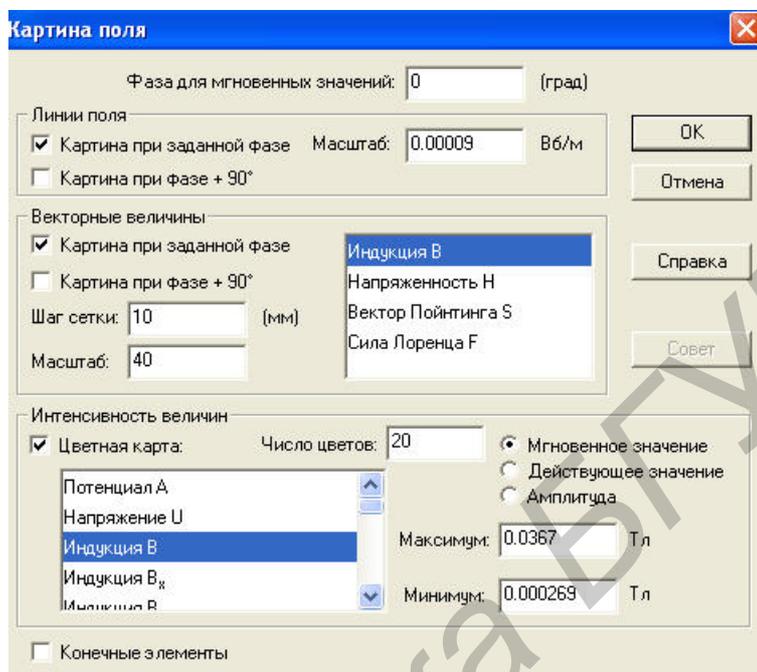


Рисунок 1.15 – Окно диалога «Картина поля»

С помощью меню **Вид /Локальные значения** можно определить значение физических величин, характеризующих поле, в требуемых точках. После выбора данного меню появится дополнительное окно, в котором будут отражаться значения переменной в точке, указанной мышью на общей картине поля.

4 Справочные данные

Моделирование электромагнитных задач в среде ELCUT осуществляется **методом конечных элементов** – численным методом решения задач прикладной механики, который широко используется для решения задач механики деформируемого твёрдого тела, теплообмена, гидродинамики и электромагнитных полей. С точки зрения вычислительной математики, идея метода конечных элементов заключается в том, что минимизация функционала вариационной задачи осуществляется на совокупности функций, каждая из которых определена на своей подобласти.

Если **электропроводность** материала равна 0, то в нем будут рассчитываться лишь вихревые токи, тем не менее, в этом блоке можно задавать источник поля.

Источником поля является **плотность тока** или **полный ток** для блоков, в которых не учитывается поверхностный эффект (задана **нулевая проводимость**).

Плотность тока в катушке может быть получена из уравнения

$$J = \frac{n \cdot I}{S},$$

где n – количество витков в катушке,
 I – полный ток,
 S – площадь поперечного сечения.

На внешних границах расчетной области задается **условие Дирихле**. Это граничное условие определяет поведение нормальной составляющей индукции на границе, часто используется для задания нулевого значения.

Метод геометрической дискретизации обеспечивает плавный переход от крупных элементов к более мелким. Густота сетки непосредственно влияет на точность решения в тех или иных частях расчетной области.

5 Контрольные вопросы

- 1 Какие вы знаете методы и аппараты магнитотерапии?
- 2 Нарисуйте обобщенную структурную схему МТА.
- 3 Охарактеризуйте магнитотерапевтические аппараты локального действия.
- 4 Охарактеризуйте магнитотерапевтические аппараты распределенного действия.
- 5 Охарактеризуйте магнитотерапевтические аппараты общего действия.
- 6 Нарисуйте структурную схему МТА «Олимп-1».
- 7 Каковы основные принципы работы в Elcut?

6 Литература

- 1 Системы комплексной электромагнитотерапии: учеб. пособие для вузов / под ред. А. М. Беркутова [и др.] – М. : Лаборатория Базовых Знаний, 2000 – 376 с.
- 2 Математическая физика. Энциклопедия. / под. ред. Л. Д. Фадеева. – М. : Научное издательство «Большая Российская энциклопедия», 1998.

Лабораторная работа №2

ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ УЛЬТРАЗВУКА С БИОЛОГИЧЕСКИМИ ОБЪЕКТАМИ

1 Цель работы

- 1 Изучить основные методы применения ультразвуковой терапии и механизмы ее воздействия на организм человека.
- 2 Изучить основы моделирования прохождения ультразвука в слоистых средах биотканей.
- 3 Измерить распределение мощности ультразвуковых колебаний в слоистых средах.

2 Теоретические сведения

Ультразвук – это упругие механические колебания плотной среды с частотой выше 20 кГц.

Ультразвуковая терапия (УЗТ) – применение высокочастотных ультразвуковых волн (механических колебаний) в лечебно-профилактических целях.

2.1 Обзор методов и применения УЗТ

Ультразвуковые волны создают механические колебания в жировых тканях, за счет чего ускоряются обменные процессы, периферическое и местное кровообращение. Под влиянием ультразвуковых волн также уменьшаются воспаления, боли, зуд и отеки.

В физиотерапевтической практике используют ультразвуковые колебания частотой от 800 до 3000 кГц, в ультразвуковой хирургии – от 20 до 100 кГц. Дозирование осуществляется по интенсивности ультразвука, длительности воздействия, а также по режиму генерации ультразвука (непрерывный, импульсный). Интенсивность ультразвука до $0,4 \text{ Вт/см}^2$ считается низкой, в пределах $0,5\text{--}0,8 \text{ Вт/см}^2$ – средней, $0,9\text{--}1 \text{ Вт/см}^2$ и выше – высокой. Как правило, в лечебных целях используют ультразвук интенсивностью не выше 1 Вт/см^2 . В непрерывном режиме генерируется поток ультразвуковых волн на протяжении всего времени воздействия. Импульсный режим предусматривает применение импульсов ультразвука с частотой 50 Гц и длительностью 2, 4 и 10 мс.

Поглощение ультразвука патологическими тканями зависит от их акустических свойств и частоты ультразвуковых колебаний. Интенсивность ультразвука частотой 800–900 кГц уменьшается примерно вдвое в мягких тканях на глубине 4–5 см, а при частоте около 3000 кГц – на глубине 1,5–2 см. Жировая ткань поглощает ультразвук примерно в 4 раза сильнее, чем кровь, мышечная – в 10 раз, а костная – в 75 раз. Наиболее сильное поглощение ультразвука наблюдается на границе тканей, обладающих разными акустическими свойствами (кожа – подкожная клетчатка, фасция – мышца, надкостница – кость). Поглощение ультразвука заметно меняется при изменении состояния ткани в связи с развитием в ней патологического процесса (отек, инфильтрация, фиброз и др.).

Первичный эффект действия ультразвука проявляется влиянием на тканевые и внутриклеточные процессы; изменение процессов диффузии и осмоса, проницаемости клеточных мембран, интенсивности протекания ферментативных процессов, окисления, кислотно-щелочного равновесия, электрической активности клетки. В тканях под влиянием ультразвука активируются обменные процессы, увеличивается содержание нуклеиновых кислот и стимулируются процессы тканевого дыхания.

Под влиянием ультразвука повышается проницаемость стенок сосудов, поэтому воздействие ультразвука на ткани, находящиеся в состоянии воспаления с выраженными экссудативными явлениями, может вызвать ухудшение течения патологического процесса. Это следует учитывать при ультразвуковой терапии

острых воспалительных заболеваний. В то же время отмечено рассасывающее действие ультразвука на продуктивное воспаление, что позволяет применять его при разрешающихся подострых и хронических воспалительных процессах. Установлено выраженное спазмолитическое действие ультразвука, на чем основано его применение в лечебных целях при бронхоспазмах, дискинезиях кишечника, спазмах мочевого пузыря, почечной колике и др.

В физиотерапии широко применяется метод фонофореза (ультрафонофореза, сонофореза) лекарственных средств, объединяющий действие двух агентов: физического фактора (т. е. ультразвука) и химического (лекарственного препарата), вводимого в организм с его помощью. Под действием ультразвука лекарственное средство проникает в эпидермис, откуда диффундирует в кровь и лимфу.

Для обеспечения акустического контакта с ультразвуковой головкой аппарата кожу в области воздействия перед процедурой смазывают контактным веществом (вазелиновым, растительным маслом, лекарственной смесью). Воздействие на кисти, стопы, лучезапястные, локтевые, голеностопные суставы проводят, погрузив их в ванночку с водой (температура воды – 32–36° С).

Обычно применяют так называемую лабильную методику воздействия, при которой ультразвуковую головку медленно перемещают по коже; при проведении процедуры в воде соответствующие движения излучателем проводят на расстоянии 1–2 см от поверхности кожи. Иногда применяют так называемую стабильную методику, при которой ультразвуковая головка на протяжении всего периода воздействия неподвижна относительно облучаемого участка.

Ультразвуковое воздействие осуществляют на соответствующие участки поверхности тела (так называемые поля), площадью 150–250 см² каждый. При первых процедурах воздействуют на 1–2 поля, при хорошей переносимости начиная с 3–4-й процедуры количество полей можно увеличить до 3–4. Продолжительность воздействия на одно поле составляет от 2–3 мин до 5–10 мин, а длительность всей процедуры не более 12–15 мин. Процедуры проводят ежедневно или через день, на курс назначают от 6 до 12 процедур.

Противопоказаниями для проведения УЗТ являются болезни крови, острые воспалительные процессы, психические заболевания, тяжелые формы неврозов, выраженный церебральный атеросклероз, диэнцефальные кризы, ишемическая болезнь сердца с наличием стенокардии, инфаркт миокарда, гипертоническая болезнь выше II А стадии, вегетативная дистония с наличием артериальной гипотензии, выраженные проявления сердечно-сосудистой и легочно-сердечной недостаточности, тиреотоксикоз, тромбофлебит, склонность к кровотечениям новообразования.

По физической сути можно выделить две разновидности ультразвукового исследования: ультразвуковая локация и ультразвуковое просвечивание. При ультразвуковой локации регистрируются импульсы ультразвука, отраженные от границы сред, имеющих различные акустические свойства. Перемещение датчика позволяет выявить размеры, форму и расположение исследуемого объекта. Ультразвуковое просвечивание основано на различном поглощении ультразву-

ка разными тканями организма. При исследовании внутреннего органа на него направляют ультразвуковую волну определенной интенсивности и регистрируют интенсивность прошедшего сигнала датчиком, находящимся по другую сторону органа. По степени изменения интенсивности сигнала воспроизводится картина внутреннего строения сканируемого органа. Принятый сигнал обрабатывается электронным устройством, результат выдается в виде кривой (эхограмма) или двухмерного изображения (т. н. сонограмма – ультразвуковая сканограмма).

Сегодня бурно развивается и ультразвуковая хирургия. Она имеет даже некоторые преимущества – хирург, работающий с ультразвуковым ножом-скальпелем, ощущает сопротивление ткани и без труда может контролировать глубину разреза. Уменьшается и кровотечение при операции, поскольку лезвие ультразвукового ножа, колеблясь, повышает температуру у кромки разреза и кровь быстро свертывается. Само по себе ультразвуковое воздействие, как уже было сказано, обезболивает оперируемую ткань.

В офтальмологии УЗТ применяют при свежих деформирующих рубцах кожи, век и конъюнктивы, склеритах, иридоциклитах, инфильтратах и свежих помутнениях роговицы, кровоизлияниях в переднюю камеру и стекловидное тело (спустя 7–10 дней), рыхлых хрусталиковых массах в области зрачка и в передней камере после травм и операций, пигментной дегенерации сетчатки, частичной атрофии зрительного нерва. УЗТ часто сочетают с фонофорезом антибактериальных, десенсибилизирующих, рассасывающих, гипотензивных средств, мидриатиков, протеолитических ферментов. Противопоказания к УЗТ: внутриглазные опухоли и инородные тела, отслойка сетчатки и состояния, угрожающие ее развитию, рецидивирующие кровоизлияния, резкая гипотония глаза.

УЗТ постоянно пополняется новыми методами. Существует возможность увеличения радиочувствительности опухолевой ткани в результате предварительной ее обработки ультразвуком необходимой интенсивности. Весьма перспективно применение фокусированного ультразвука, позволяющего локально разрушать патологически измененные структуры, лежащие в глубине здоровых тканей, раздражать кожные и глубинные воспринимающие нервные структуры и др.

2.2 Распространение ультразвука в среде

Распространение УЗ – это процесс перемещения в пространстве и во времени возмущений, имеющих место в волне.

В процессе распространения плоских акустических волн в среде интенсивность звука I уменьшается по мере удаления от источника излучения согласно формуле

$$I = I_0 e^{-2\alpha x}, \quad (2.1)$$

где I_0 – начальная интенсивность,

x – расстояние от источника,

α – коэффициент поглощения УЗ в среде.

При распространении УЗ в средах наблюдаются также рассеяние, преломление и отражение его волн. Если в среде имеются неоднородности, то происходит рассеяние УЗ, которое может существенно изменить простую картину его распространения и, в конечном счете, также вызвать затухание волны в первоначальном направлении распространения.

Таким образом, характер распространения УЗ определяется инерционными и упругими свойствами среды, а также действующими в ней механизмами потерь. Плотность и сжимаемость среды определяют скорость звука, пространственные изменения которой приводят к рефракции акустических волн. Пространственные флуктуации плотности, сжимаемости (совместно эти величины определяют удельный акустический импеданс) либо поглощения звука вызывают рассеяние или отражение волн. Затухание, т. е. полные потери акустической энергии в среде, определяется суммарным действием рефракции, отражения, рассеяния и поглощения звука.

Затухание УЗ за счет действия любого из указанных выше механизмов потерь приводит к появлению в уравнении дополнительного постоянного множителя, приведенного к единичной длине пути. В результате для плоской волны, распространяющейся вдоль оси x , можно записать

$$I(x, t) = I_0 e^{-\alpha x} e^{i\omega(t - x/c)}, \quad (2.2)$$

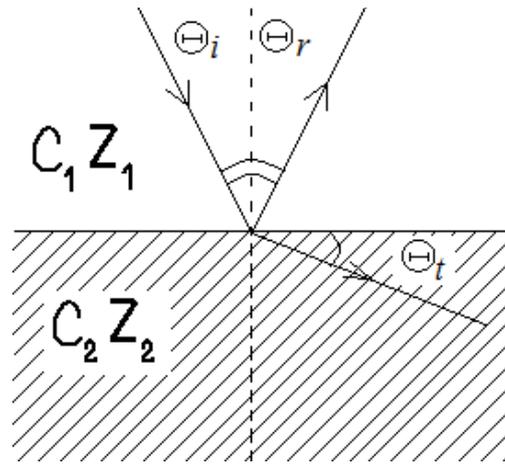
где t – время от начала процесса распространения волны,

ω – циклическая частота акустических колебаний,

c – скорость звука.

В реальных ситуациях редко приходится иметь дело с идеальными плоскими волнами, поэтому помимо указанных механизмов потерь почти всегда имеют место дополнительные потери интенсивности УЗ, связанные с перераспределением энергии в дифракционном поле источника. Потери акустической энергии, обусловленные дифракцией и называемые дифракционными потерями, могут приводить к погрешности результатов измерения затухания или рассеяния в среде. Кроме того, изменения фазовых соотношений, связанные с дифракцией, также приводят к погрешности при измерениях скорости УЗ. При обработке экспериментальных данных необходимо учитывать влияние этих погрешностей на результаты измерений, вводя так называемые дифракционные поправки.

При моделировании прохождения УЗ через двухслойные структуры (рисунок 2.1) с различной акустической добротностью необходимо учитывать скорости распространения ультразвука в средах, удельные волновые сопротивления, углы падения, отражения и преломления УЗ волны.



c_1, c_2 – скорости распространения ультразвука в средах;

Z_1, Z_2 – удельные волновые сопротивления;

$\Theta_i, \Theta_r, \Theta_t$ – углы падения, отражения и преломления УЗ волны

Рисунок 2.1 – Схема падения луча на плоскую поверхность

Учитывая эти параметры, давления для падающей, проходящей и отраженной вдоль оси волны равны соответственно:

$$P_1 = \rho_1 c_1 v_1, \quad P_2 = \rho_2 c_2 v_2, \quad P_3 = -\rho_1 c_1 v_3, \quad (2.3)$$

где ρ_1, ρ_2 – плотности сред,

c_1, c_2 – скорости распространения УЗ в средах,

v_1, v_2, v_3 – скорости падающей, проходящей и отраженной волн соответственно.

С учетом того, что удельные волновые сопротивления сред равны

$$Z_1 = \rho_1 c_1; \quad Z_2 = \rho_2 c_2; \quad (2.4)$$

можно записать

$$\left. \begin{aligned} P_1 + P_3 &= P_2 \\ \frac{(P_1 - P_3)}{Z_1} &= \frac{P_2}{Z_2} \end{aligned} \right|_{x=0}. \quad (2.5)$$

Коэффициенты отражения R и прохождения T по давлению для случая нормального падения плоской бегущей волны на плоскую границу раздела двух сред с импедансами Z_1, Z_2 :

$$R = \frac{P_3}{P_1} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}, \quad (2.6)$$

$$T = \frac{P_2}{P_1} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1}. \quad (2.7)$$

Из (2.6) видно, что величина P_3/P_1 может быть как положительной, так и отрицательной в зависимости от соотношения Z_1 и Z_2 . Отражение от границы, на которой характеристически импеданс уменьшается, приведет к изменению фазы отраженного сигнала: сжатие среды выразится в виде положительного из-

быточного давления и наоборот. Акустическое давление в прошедшей волне, напротив, всегда будет в фазе с падающей на границу волной.

Соответствующие выражения для коэффициентов отражения r и прохождения τ по интенсивности имеют вид:

$$r = \frac{I_3}{I_1} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2, \quad (2.8)$$

$$\tau = \frac{I_2}{I_1} = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2}. \quad (2.9)$$

где I_1, I_2 и I_3 – средние по времени интенсивности падающей, прошедшей и отраженной волн.

Для фронта плоской волны, падающей под углом Θ к плоскости раздела двух сред справедливы следующие выражения для коэффициентов отражения и прохождения по интенсивности:

$$r_0 = \left(\frac{Z_2 \cos \Theta - Z_1 \cos \varphi}{Z_2 \cos \Theta + Z_1 \cos \varphi} \right)^2, \quad (2.10)$$

$$\tau_0 = \frac{4Z_2Z_1 \cos \Theta \cdot \cos \varphi}{(Z_2 \cos \Theta + Z_1 \cos \varphi)^2}. \quad (2.11)$$

В случае, когда фронт плоской волны нормально падает на плоскопараллельный слой среды «2», разделяющий среды «1» и «3», коэффициент прохождения энергии в среду «3»:

$$\tau = \frac{4Z_3Z_1}{(Z_3 + Z_1)^2 \cos^2 k + (Z_2 + Z_3Z_1/Z_2)^2 \sin^2 k}, \quad (2.12)$$

где $k = 2\pi h / \lambda_2$; h – толщина слоя, λ_2 – длина звуковой волны в среде «2».

Можно рассмотреть это выражение в нескольких случаях, имеющих практическое значение. В частном случае $Z_1 \gg Z_2 \ll Z_3$ (тонкий слой газа на границе раздела) в знаменателе будет преобладать второй член и коэффициент пропускания оказывается очень малым. На практике это означает, что неплотно прилегающий к озвучиваемой среде акустический датчик значительно снижает чувствительность используемого прибора.

Выражение также упрощается при $\cos k = 1$ или $\sin k = 1$.

В первом случае $h = n\lambda_2$, где n – целое число (или нуль), т. е. при этом

$$T = 4Z_1Z_3 / (Z_1 + Z_3)^2 \quad (2.13)$$

и прохождение через такой «полуволновой» слой не зависит от его материала. В другом случае, когда $h = (2n - 1)\lambda_2/4$:

$$\tau = 4Z_3Z_1 / (Z_2 + Z_1Z_3/Z_2)^2. \quad (2.14)$$

Отсюда, выбирая $Z_2 = \sqrt{Z_1Z_3}$, можно получить $\tau = 1$, т. е. полное прохождение через «четвертьволновую пластинку», которая служит трансформатором импеданса. Это важно при оптимизации акустического контакта между твердым материалом преобразователя и жидкой средой.

3 Моделирование прохождения ультразвука через структуры с различной акустической добротностью

В среде MathLab по уравнениям прохождения ультразвука через структуры с различной акустической добротностью была создана программа USPropagation для расчета изменения интенсивности акустических колебаний при прохождении через многослойную структуру. В программе исходными данными для моделирования являются: количество анализируемых слоев, частота и интенсивность воздействующего излучения, параметры сред распространения. Для большей наглядности в диалоговом окне программы расположено графическое изображение моделируемой структуры, которое активизируется при нажатии на кнопку «Создать среду». При нажатии на кнопку «Отобразить результат» производится расчет модели и визуализация полученных результатов в виде графика.

Экспериментальные исследования

Для проверки модели был разработан лабораторный макет (рисунок 2.2), состоящий из: генератора ГЗ-110, двухлучевого осциллографа С1-75, входного (1) и выходного (5) акустоэлектронных преобразователей, которые размещались на стенках кюветы (2 и 4) с жидкой средой (3), резисторов R_1 и R_2 .

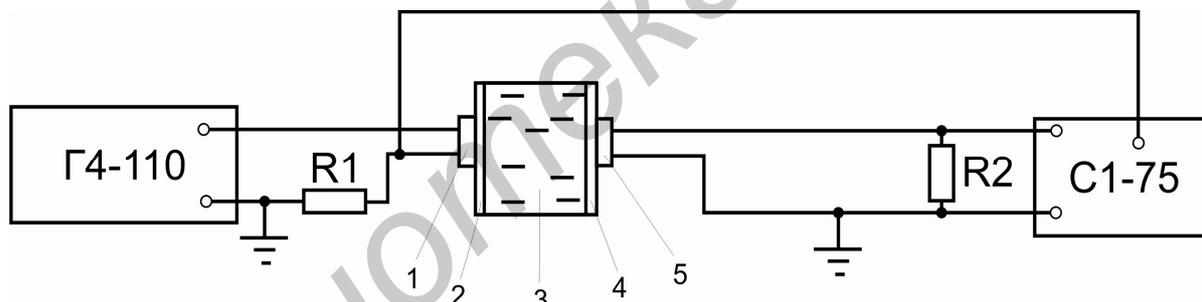


Рисунок 2.2 – Лабораторный макет для проверки программы USPropagation

На акустоэлектронный преобразователь (1) с генератора подается синусоидальный сигнал частотой 1 МГц (или 2 МГц) и амплитудой 0,2 В. После прохождения через кювету с исследуемой жидкостью акустическая волна изменяла свои характеристики и попадала на акустоэлектронный преобразователь (5). Электрический сигнал с данного преобразователя поступал на нагрузку R_2 . Амплитуда прошедшего сигнала фиксировалась на осциллографе.

При моделировании прохождения ультразвука через структуры с различной акустической добротностью были сделаны следующие допущения.

Начальная интенсивность ультразвука, задаваемая в программе, рассчитывалась по формуле

$$I_S = \frac{U \cdot U_R \cdot \beta}{R_1 \cdot S}, \quad (2.15)$$

где U – напряжение на ультразвуковом преобразователе (1) (0,2 В),

U_R – напряжение на резисторе R_1 ($1,5 \cdot 10^{-2}$ В),

R_1 – сопротивление резистора R_1 (100 Ом),

S – площадь датчика (1 см^2),

β – коэффициент электромеханической связи (0,35).

Для заданных условий начальная интенсивность ультразвуковых колебаний составила $I_s = 29 \cdot 10^{-6} \text{ Вт/см}^2$.

Интенсивность прошедшего звука определялась по формуле

$$I = \frac{U_R^2}{R_2 \cdot S \cdot \beta}, \quad (2.16)$$

где U_R – падение напряжения на нагрузке R_2 ,

S – площадь датчика,

β – коэффициент электромеханической связи.

4 Практическая часть

Чтобы начать работу с программой, необходимо указать количество слоев в окне «Количество слоев» и нажать кнопку «Создать среду» (рисунок 2.3), либо сразу нажать кнопку «Создать среду», тогда по умолчанию программа создаст двухслойную среду с толщиной слоя 10 мм, составом которой будет являться вода. При повторном нажатии на кнопку происходит сброс установок модели.

Далее при описании слоя структуры можно выбрать его толщину и тип (выпадающее меню «Состав»). Возможен выбор типа слоя из заданных в программе, а также добавление других слоев с известными или исследованными параметрами отклика на акустическую волну (см. рисунок 2.3).

Программа позволяет уточнять построенные зависимости вспомогательными надписями и изображениями (рисунок 2.4). Шкала слева в окне результатов отображает интенсивность излучения на входе, а шкала справа – выходное значение интенсивности после прохождения через слоистую структуру (в данном случае это два слоя воды толщиной 10 мм каждый).

При необходимости можно увеличить построенную зависимость и сохранить ее в виде картинки для дальнейшего анализа.

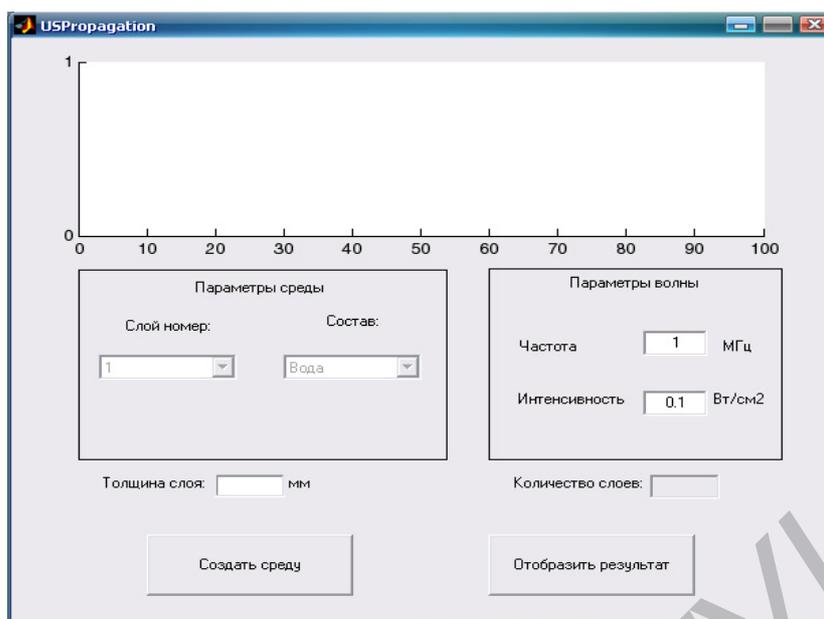


Рисунок 2.3 – Окно программы

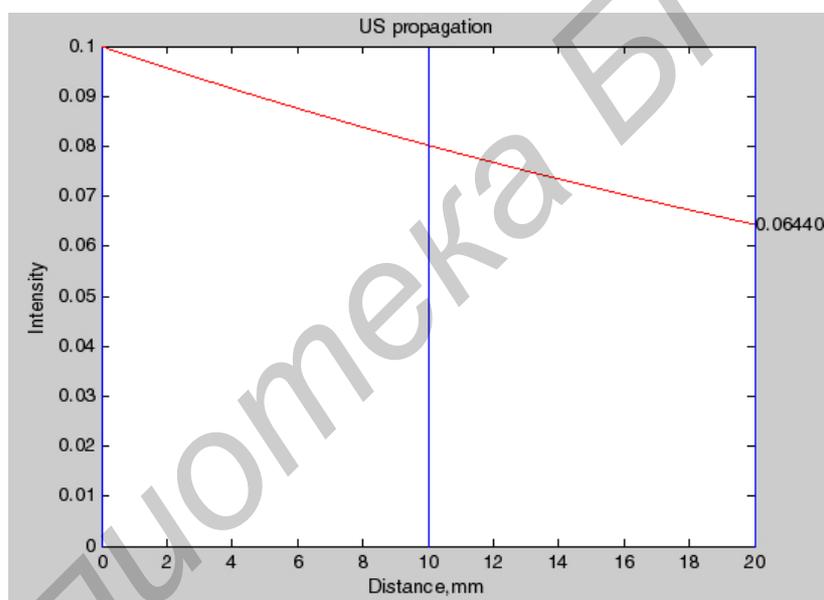


Рисунок 2.4 – Окно вывода результата

5 Порядок выполнения работы

1 Кювету 1 промыть проточной водой и заполнить до краев исследуемой средой 2. В первом случае это будет вода (рисунок 2.5).

2 Излучатель 3 расположить в центре ванночки таким образом, чтобы он касался исследуемой среды. Между излучателем и стенками ванночки поместить контактную среду 4 (вода, глицерин) для уменьшения потерь при распространении акустической волны (см. рисунок 2.5).

ВНИМАНИЕ! При работающем аппарате не держите излучатель на воздухе – излучающая поверхность его должна соприкасаться с жидкостью или с облучаемым участком тела (через слой контактного вещества).

3 Измерить изменение температуры исследуемой модели в зависимости от времени и интенсивности ультразвука с помощью термопары 5, которую необходимо погрузить практически на всю глубину ванночки. Выполнить измерения температуры прибором КСП4. Исследование провести поочередно для обеих ванночек (для каждой – в течение 5 мин) данной кюветы.

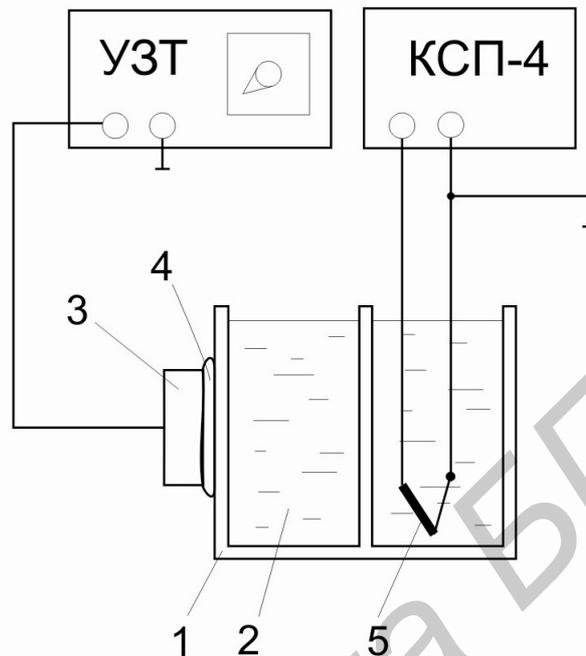


Рисунок 2.5 – Схема лабораторного макета для измерения коэффициента поглощения по методу Фрая

4 Провести аналогичное исследование для сред ВОДА-ГЛИЦЕРИН и ГЛИЦЕРИН-ГЛИЦЕРИН.

5 Построить графические зависимости температуры исследуемых моделей тканей от времени и интенсивности. Коэффициент поглощения образца определить по начальному наклону линейного участка температурной кривой.

6 Создать в программе USPropagation слоистую среду, аналогичную физической модели описанной выше.

7 Произвести расчет прохождения ультразвука через созданную среду.

8 В программе USPropagation создать среду, имитирующую слои биологических тканей человека, а именно: кожи, жира, мышц, костей. Для каждого слоя должна быть задана толщина: 3, 5, 50, 30 мм соответственно.

9 Проанализируйте поведение ультразвукового сигнала при изменении толщины тканей, частоты сигнала и его интенсивности. Сделайте выводы.

6 Содержание отчета

1 Цель работы.

2 Краткие теоретические сведения.

3 Схема лабораторного макета.

4 Графики зависимости температуры исследуемых моделей от времени и интенсивности.

- 5 Результаты измерений произведенных в программе USPropagation.
- 6 Выводы.

7 Контрольные вопросы

- 1 Как используется ультразвук в физиотерапевтической практике?
- 2 Как влияет ультразвук на биологические ткани?
- 3 Какие существуют разновидности ультразвукового исследования?
- 4 Как распространяется ультразвук в среде?
- 5 Напишите формулы коэффициентов поглощения и отражения ультразвука в среде.

8 Литература

- 1 Применение ультразвука в медицине / Х. К. Хипл. – Физические основы. М., 1989.
- 2 Виноградова, И. И. Цифровая обработка сигналов / И. И. Виноградова. – М., 1999. – №1. – С. 55–58.
- 3 Бондарик, В. М. Проблемы проектирования и производства радиоэлектронных средств Т. 1. / В. М. Бондарик, П. В. Камлач. – Новополюцк : ПТУ, 2006. – С. 267–271.

Лабораторная работа №3

СПОСОБЫ ГЕНЕРАЦИИ СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

1 Цель работы

- 1 Изучить способы генерации сигналов электростимуляции.
- 2 Приобрести навыки программного синтеза различных видов сигналов с помощью микропроцессоров.

2 Краткие теоретические сведения

Электростимуляция представляет собой метод электролечения с использованием различных импульсных токов для изменения функционального состояния мышц и нервов. Применяются отдельные импульсы, серии, состоящие из нескольких импульсов, а также ритмические импульсы, чередующиеся с определенной частотой. Характер вызываемой реакции зависит от двух факторов: во-первых, от интенсивности, формы и длительности электрических импульсов, и, во-вторых, от функционального состояния нервно-мышечного аппарата. Взаимосвязь каждого из этих факторов является основой электродиагностики, позволяя подобрать оптимальные параметры импульсного тока для электростимуляции. Электростимуляция поддерживает сократительную способность

мышц, усиливает кровообращение и обменные процессы в тканях, препятствует развитию атрофий контрактур. Проводимая в правильном ритме и при соответствующей силе тока электростимуляция создает поток нервных импульсов, поступающих в центральную нервную систему, что в свою очередь положительно влияет на восстановление двигательных функций.

2.1 Виды используемых сигналов

В электростимуляции используется множество различных сигналов воздействия:

- интерференционные токи,
- флюктуирующие токи,
- короткоимпульсная электроанальгезия,
- ритмический постоянный ток,
- синусоидально модулированные токи (СМТ),
- диадинамические токи (ДДТ),
- импульсные и специальные сигналы (приближающиеся к параметрам биопотенциалов стимулируемых органов или мышц).

Из этих сигналов наибольшее распространение получили синусоидально-модулированные токи (амплипульс-терапия) и диадинамические токи (диадинамотерапия).

Синусоидально модулированные токи – это переменные электрические токи частотой 2–10 КГц, модулированные по амплитуде. Наряду с амплитудной, такие токи могут подвергаться и низкочастотной модуляции. На пациента воздействуют переменными синусоидальными модулированными токами малой силы. Используется одна пара электродов в фиксированном положении. СМТ вызывают в подлежащих тканях токи проводимости, которые возбуждают нервные и мышечные волокна. Противоболовое действие СМТ реализуется теми же путями, что и ДДТ. Вместе с тем СМТ вызывают более эффективную блокаду периферических проводников болевой чувствительности. В ЦНС формируется доминанта ритмического раздражения, приводящая к быстрому угасанию боли. Для СМТ характерен также сосудистый, нейромюстимулирующий, трофический эффект.

При амплипульс-терапии используют переменные гармонические токи частотой 2–10 кГц, модулированные по частоте в диапазоне 10–150 Гц (рисунок 3.1). Глубина их амплитудной модуляции достигает 100 %. Для лечебного воздействия применяют переменный и постоянный режимы их генерации. В первом случае формируются амплитудные пульсации, а во втором – монополярные синусоидальные импульсы, при этом амплитуда модулирующего тока не превышает 50 мА. Амплипульс-терапию осуществляют отдельными сериями колебаний тока, следующими в определенном порядке и определяющими род работы. Амплипульс-терапия применяется при заболеваниях периферической нервной системы, заболеваниях и травмах костей, связок, сочленений, заболеваниях внутренних органов.

Виды сигналов, используемых в электростимуляции:

Диадинамические токи

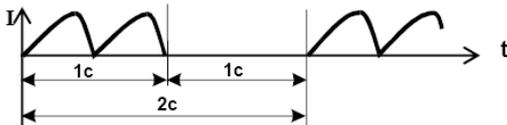
1. ОН Однополупериодный непрерывный
 $F=50$ Гц



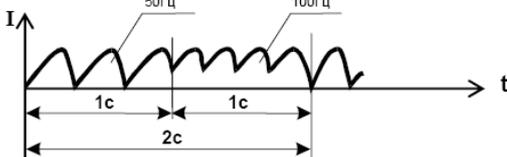
2. ДН Двухполупериодный непрерывный
 $F=100$ Гц



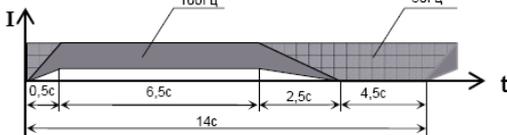
3. ОР Однополупериодный ритмический



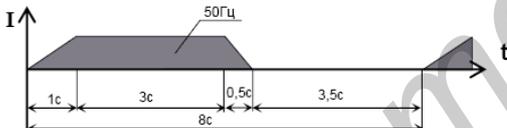
4. КП Короткий период



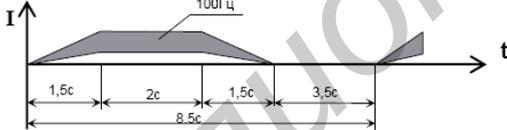
5. ДП Длинный период



6. ОВ Однополупериодный волновой



7. ДВ Двухполупериодный волновой

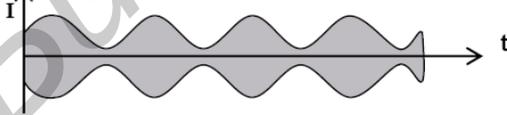


Синусоидально модулированные токи

$F_{\text{несущая}}=2;3;4;5;6;7;8;9;10$ кГц

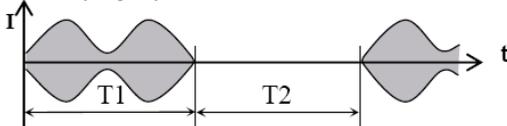
1. Первый род работы (СМТ1)

$F_{\text{модуляции}}=1;2;3;4;5;10;15;25;50;75;100;150$ Гц



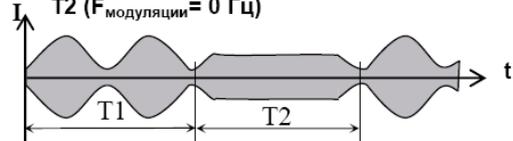
2. Второй род работы (СМТ2)

$T1$ ($F_{\text{модуляции}}=1-5;10;15;25;50;75;100;150$ Гц)
 $T2$ (Пауза)



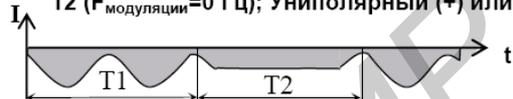
3. Третий род работы (СМТ3)

$T1$ ($F_{\text{модуляции}}=1-5;10;15;25;50;75;100;150$ Гц)
 $T2$ ($F_{\text{модуляции}}=0$ Гц)



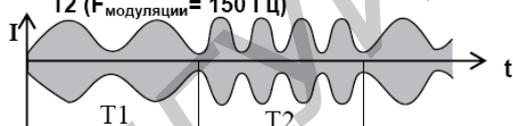
4. Третий род работы (СМТ3)

$T1$ ($F_{\text{модуляции}}=1-5;10;15;25;50;75;100;150$ Гц)
 $T2$ ($F_{\text{модуляции}}=0$ Гц); Униполярный (+) или (-)



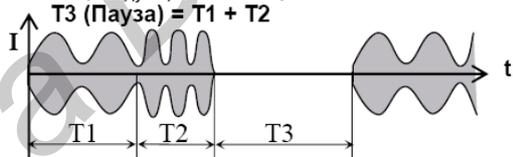
5. Четвертый род работы (СМТ4)

$T1$ ($F_{\text{модуляции}}=1-5;10;15;25;50;75;100;150$ Гц)
 $T2$ ($F_{\text{модуляции}}=150$ Гц)



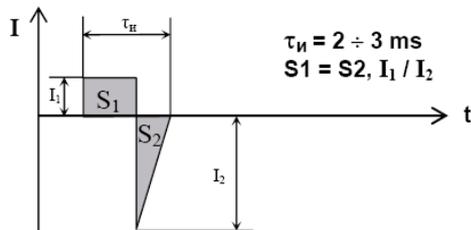
6. Пятый род работы (СМТ5)

$T1$ ($F_{\text{модуляции}}=1-5;10;15;25;50;75;100;150$ Гц)
 $T2$ ($F_{\text{модуляции}}=150$ Гц)
 $T3$ (Пауза) = $T1 + T2$



Рефлексо-терапевтические сигналы

Форма импульса «Спайк-волна»



Закон изменения частоты $F(f_0-f_1-f_0)$ – экспоненциальный. $f_0=50;125$ Гц, $f_1=1$ Гц
Шаг изменения частоты 2; 5 Гц соотв.
 $T_{\text{цикла}}=3$ мин



Закон изменения частоты $F(f_0-f_1-f_0)$ – синусоидальный. $f_0=50;125$ Гц, $f_1=1$ Гц
Шаг изменения частоты 2; 5 Гц соотв.
 $T_{\text{цикла}}=3$ мин



Рисунок 3.1 – Основные виды сигналов, используемых в электростимуляции

Диадинамические токи – импульсы полусинусоидальной формы с затянутым по экспоненте задним фронтом частотой 50 и 100 Гц и амплитудой от 2–5 до 15–20 мА. Для уменьшения адаптации возбудимых тканей к таким токам изменяют порядок следования импульсов и характер их сочетаний. В настоящее время применяют 5 основных сочетаний (видов) этих токов и 2 вида их волновой модуляции (рисунок 3.2):

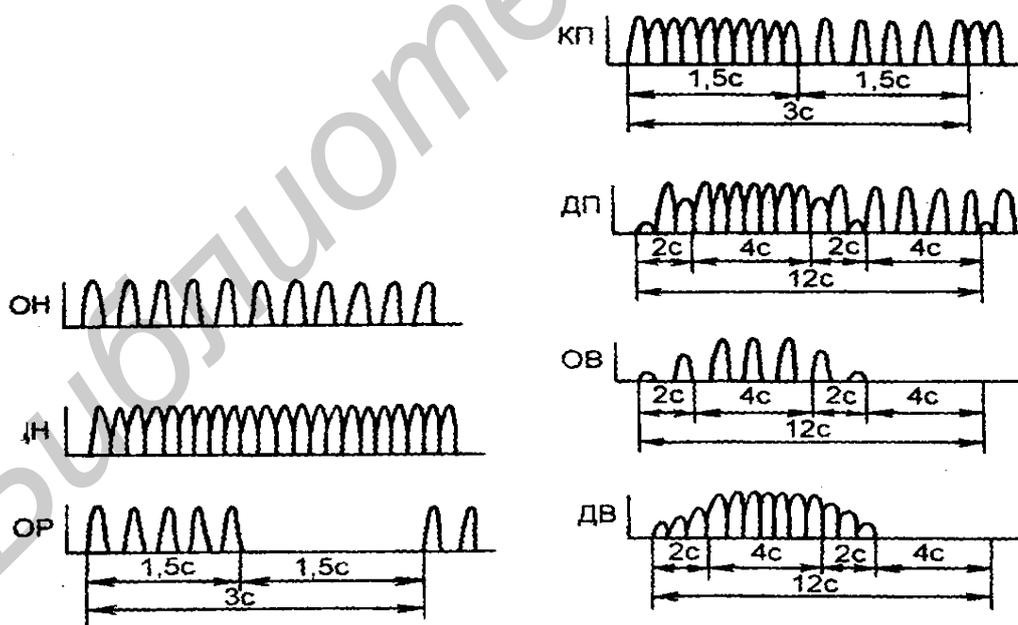
- однополупериодный непрерывный (ОН, monophasé fixe) – полусинусоидальный ток частотой 50 Гц;

- двухполупериодный непрерывный (ДН, diphasé fixe) – полусинусоидальный ток частотой 100 Гц;

- однополупериодный ритмический (ОР, rythme syncope) – прерывистый однополупериодный ток, посылки которого чередуются паузами равной длительности (1–1,5 с);

- ток, модулированный коротким периодом (КП, module en courtes périodes), – последовательное сочетание однополупериодного непрерывного (ОН) и двухполупериодного непрерывного (ДН) токов, следующих равными посылками (1–1,5 с). Такое чередование существенно снижает адаптацию к ним;

- ток, модулированный длинным периодом (ДП, module en longues périodes), – одновременное сочетание посылок однополупериодного непрерывного тока длительностью 4 с и двухполупериодного непрерывного тока длительностью 8 с. При этом импульсы тока ОН в течение 4 с дополняются плавно нарастающими и убывающими (в течение 2 с) импульсами тока ДН.



ОН – однополупериодный непрерывный; ДН – двухполупериодный непрерывный; ОР – однополупериодный ритмический; КП – ток, модулированный коротким периодом; ДП – ток, модулированный длинным периодом; ОВ – однополупериодный волновой; ДВ – двухполупериодный волновой. По оси абсцисс время t , с; по оси ординат – сила тока I , в мА.

Рисунок 3.2 – Основные виды диадинамических токов

Для снижения привыкания больного к импульсному току во время процедуры используют 2–3 вида диадинамических токов. Токи подводят к организму отдельно, в прерывистом режиме и различных вариантах сочетания. Каждая из комбинаций обладает в различной степени противоболевым, миостимулирующим, трофическим и прочими эффектами. В основе механизма обезболивающего действия лежат два фактора: торможение болевой чувствительности вследствие ритмического раздражения периферических нервных рецепторов, которое наступает в момент прохождения тока, и обезболивание в результате динамогенного эффекта ДДТ на мышечную систему, наступающее после процедуры за счет рассасывания периневрального отека, стимулирования трофики и тканевого обмена. После процедуры анальгетический эффект сохраняется до 4 ч.

2.3 Способы генерирования амплитудно-модулированных сигналов

2.3.1 АМ-сигналы

Модуляция колебаний – более медленное по сравнению с периодом колебаний изменение амплитуды, частоты или фазы колебаний по определенному закону. Различают следующие виды модуляции: а) амплитудную; б) частотную; в) фазовую; г) импульсно-кодую; д) спектральную; е) поляризационную.

При любом способе модуляции скорость изменения амплитуды, частоты или фазы должна быть достаточно малой, чтобы за период колебания модулируемый параметр почти не изменился. В электростимуляции преимущественно используется амплитудная модуляция. Теория амплитудно-модулированных сигналов достаточно хорошо развита и применяется в различных областях техники. Синусоидально-модулированное колебание, изображенное на рисунке 3.4 может быть записано в виде

$$x = A_0 (1 + m \sin \Omega t) \sin (\omega t + j). \quad (3.1)$$

Здесь A_0 и $\omega = 1/T$ – амплитуда и частота исходного колебания, $\Omega = 1/\tau$ – частота модуляции, а величина m , называемая глубиной модуляции, характеризует степень изменения амплитуды: $m = (A_{\max} - A_{\min}) / (A_{\max} + A_{\min})$.

Частота модуляции Ω характеризует скорость изменения амплитуды колебаний. Эта частота должна быть во много раз меньше, чем несущая частота ω . Модулированное колебание уже не является синусоидальным. Амплитудно-модулированное колебание представляет собой сумму трех синусоидальных колебаний с частотами ω , $\omega + \Omega$ и $\omega - \Omega$ (рисунок 3.3). Колебание частоты ω называется несущим. Его амплитуда равна амплитуде исходного колебания A_0 . Две остальные частоты называются боковыми частотами, или спутниками. Амплитуда каждого спутника равна $m A_0 / 2$.

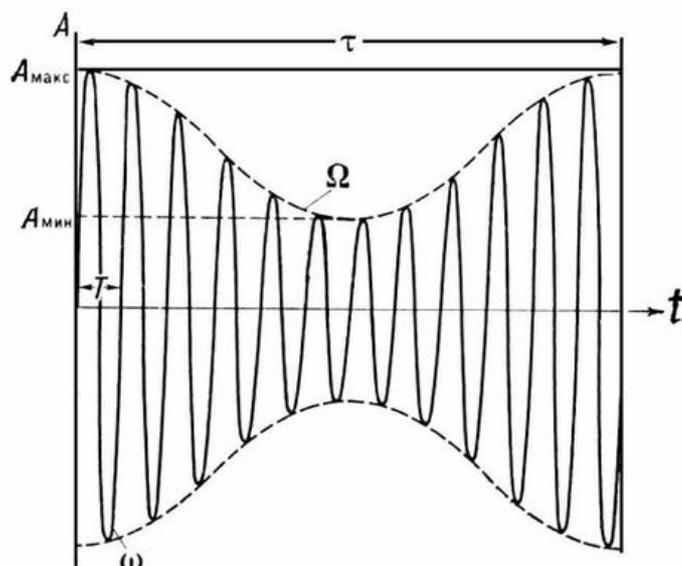
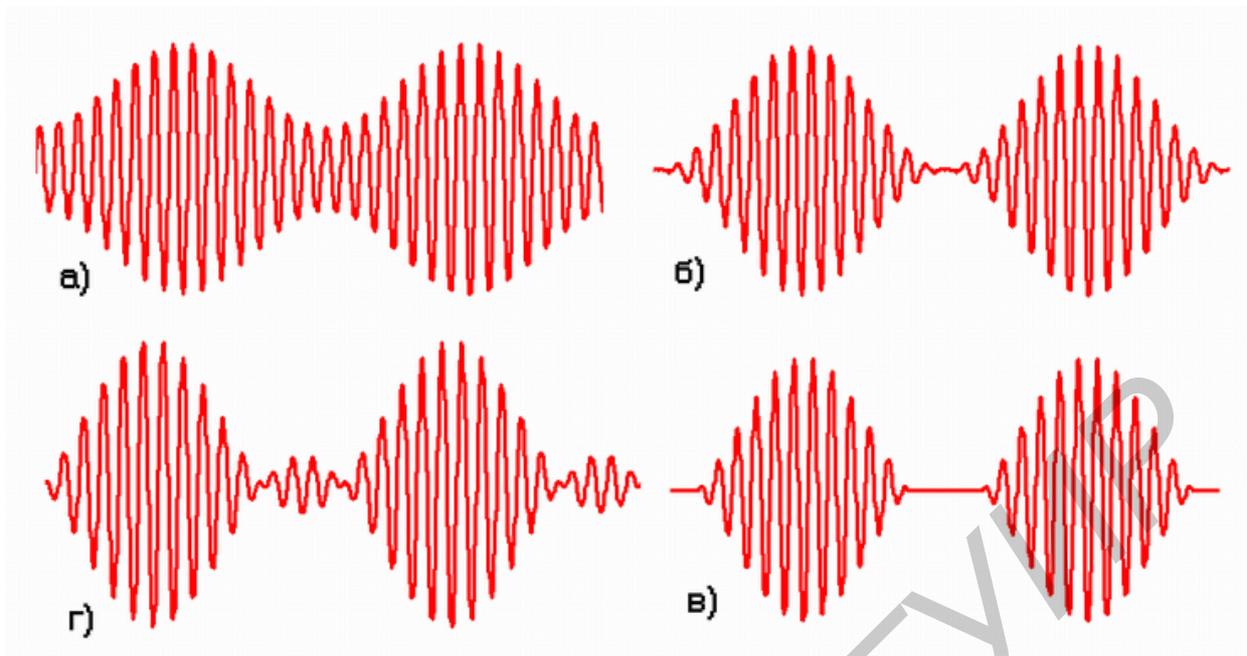


Рисунок 3.3 – Амплитудная модуляция сигнала

Постоянная m называется коэффициентом (или глубиной) модуляции. Она определяет изменение модулирующей функции относительно ее среднего значения. Если это изменение выражено в процентах, то она называется процентом модуляции. Рассмотрим сначала случай $m < 1$ (рисунок 3.4, а). Огибающая модулированных колебаний идентична модулирующей кривой. Кроме того, средняя амплитуда равна амплитуде A немодулированной несущей, так как размах от минимума до максимума равен $2mA$. Поэтому коэффициент модуляции может быть измерен непосредственно на экране осциллографа.

Случай $m = 1$ показан на рисунке 3.4, б и является предельным, для которого огибающая модулированных колебаний еще совпадает по форме с модулирующим сигналом. Для $m > 1$ возможны два случая. Рисунок 3.4, г иллюстрирует работу идеального модулятора, в котором отрицательные участки модулирующего сигнала дают амплитудную модуляцию несущей, но со сдвигом фазы несущей на 180° . В этом случае для выделения сигнала необходимо использовать фазочувствительные методы демодуляции.

Более характерный случай для $m > 1$ показан на рисунке 3.4, в. Большинство обычных устройств модуляции не могут воспроизводить отрицательные участки модулирующего сигнала и в эти интервалы времени имеют нулевое выходное напряжение. Огибающая результирующих колебаний в этом случае сильно искажается, и информация обычно теряется. Колебания, изображенные на рисунке 3.4, в, называются перемодулированными. Очевидно, если основной задачей является точная передача формы кривой, то перемодуляция не допустима.



а – $m < 1$, б – $m = 1$, в, г – $m > 1$
 Рисунок 3.4 – Различные виды глубины модуляции m

2.3.2 АМ-модуляторы

Для реализации амплитудной модуляции используют специальные схемы модуляторов. Одна из таких схем приведена на рисунке 3.5.

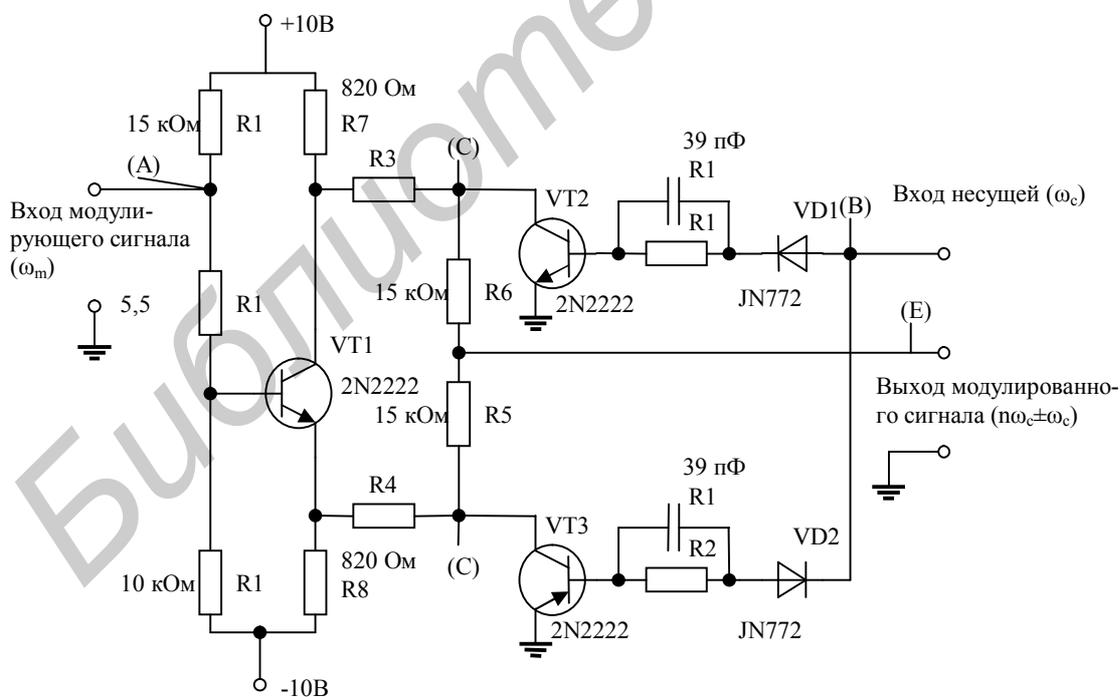


Рисунок 3.5 – Амплитудный модулятор сигнала

Представленный на рисунке 3.5 амплитудный модулятор, имеющий хорошую линейность, теоретически может работать при частоте модулирующего сигнала, равной частоте несущей. Транзистор VT1 разделяет модулирующее входное напряжение на два противофазных разнополярных сигнала. Выключатели на транзисторах VT2 и VT3 пропускают соответственно положительные и отрицательные полупериоды прямоугольной несущей. Прерванные модулированные сигналы (точки С и D) суммируются при помощи резисторов R5 и R6. Также промышленность выпускает специализированные микросхемы, в которых реализованы функции амплитудных модуляторов.

В современной аппаратуре электростимуляции, основанной на микропроцессорной технике, чаще используется программная генерация различных сигналов. Это позволяет изменять параметры сигнала в процессе работы, а также возможность генерировать множество различных сигналов с различными видами модуляции.

2.3.3 Программная генерация синусоидального сигнала

Программная генерация заключается в создании массива данных, который при выдаче его через ЦАП будет представлять собой сигнал с заданными параметрами. Ниже приводится расчет массива данных синусоидального сигнала со следующими параметрами:

- частота f – 2000 Гц, длительность сигнала (T_1) – 2 с,
- частота дискретизации fd – 48 000 Гц, разрядность ЦАП – 16 бит.

Рассчитаем длину массива: $L = T_1 \times fd = 96\,000$ элементов.

Формула расчета элементов массива для синусоидальных колебаний выглядит следующим образом:

$$X_i = \sin(i(2\pi f/fd)), \quad (3.2)$$

где i – порядковый номер элемента массива,

X_i – значение i -го элемента массива,

f – частота колебаний,

fd – частота дискретизации.

Так как разрядность выходного ЦАП будет составлять 16 бит, то максимально возможные числа на выходе ЦАПа будут: $2^{(16-1)} - 1 = 32\,767$ (положительное) и $-32\,768$ (отрицательное).

Максимальная амплитуда рассчитанного по формуле (3.2) синусоидального сигнала изменяется от -1 до 1 . Следовательно, для того, чтобы уровень сигнала соответствовал выходному уровню ЦАПа, необходимо увеличить амплитуду до максимального значения:

$$X: = X \times (2(16 - 1) - 1). \quad (3.3)$$

Далее следует округлить полученные числа до целых значений, экспортировать полученные данные в нужный формат.

Меню экспортирования данных вызывается нажатием правой кнопки мыши при выделении элемента массива данных.

Часто при синтезе сложных сигналов (например, при сложении нескольких гармоник) заранее неизвестна максимальная амплитуда сигнала. Тогда поступают следующим образом: из всего массива данных находят максимальный (минимальный) элемент. Затем рассчитывают коэффициент масштабирования по следующей формуле:

$$K = (\text{MAX}_{\text{цап}} - 1) / X_{\text{max}}, \quad (3.4)$$

где $\text{MAX}_{\text{цап}}$ – максимально возможное число, преобразовываемое ЦАП-ом,
 X_{max} – абсолютное значение (модуль) максимального (минимального) элемента массива полученных данных. Значение каждого элемента массива умножается на полученный коэффициент и затем округляется.

3 Порядок выполнения работы

- 1 Изучить теоретические сведения.
- 2 Получить индивидуальное задание.
- 3 Выразить аналитически формулы расчета требуемого сигнала, показать преподавателю.
- 4 Загрузить программный пакет MathCad, щелкнув на ярлыке на рабочем столе.
- 5 Выполнить расчет массива данных требуемого сигнала в среде MathCad (по аналогии с приведенным примером).
- 6 Построить график сигнала (элементы массива по оси ординат, номера элементов по оси абсцисс).
- 7 Показать выполнение преподавателю.

4 Индивидуальные задания

Рассчитать сигнал электростимуляции с параметрами, указанными в таблице 3.1 согласно варианту:

Таблица 3.1 – Индивидуальные задания

Вариант	Вид сигнала	Несущая частота	Частота модуляции 1	Частота модуляции 2	Глубина модуляции	T ₁ , с	T ₂ , с	Fd	Разрядность ЦАП
1	СМТ 4	5000	30	150	75 %	2	3	48 000	16
2	СМТ 2	2000	80	–	100 %	2	1	32 000	12
3	СМТ 5	6000	40	120	50 %	1	0,5	16 000	14
4	СМТ 3	4000	100	–	65 %	2	1	44 100	24

5 Содержание отчета

- 1 Цель работы.
- 2 Исходные данные индивидуального задания.
- 3 Аналитические выражения рассчитываемых сигналов.
- 4 Результаты выполнения работы в виде распечатки файла (содержащего график сигнала).
- 5 Выводы.

6 Контрольные вопросы

- 1 Назовите основные виды сигналов электростимуляции.
- 2 Какой диапазон частот используется в качестве несущих при СМТ?
- 3 Какой диапазон частот используется в качестве модулирующих при СМТ?
- 4 Что такое «глубина модуляции»?
- 5 Какой вид сигнал принимает при перемодуляции?
- 6 Запишите в аналоговом виде выражение сигнала СМТ 2.

7 Литература

- 1 Электронная лечебная аппаратура для стимуляции органов и тканей / под ред. Р. И. Утямышева и М. Враны. – М. : Энергоатомиздат, 1983. – 384 с.
- 2 Улащик, В. С. Общая физиотерапия : учебник / В. С. Улащик, И. В. Лукомский. – Минск : Интерпрессервис; Книжный Дом, 2003. – 512 с.
- 3 Баскаков, С. И. Радиотехнические цепи и сигналы : учебник / С. И. Баскаков. – М. : Высш. шк., 1998.

Лабораторная работа №4

ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ТРЕМОРА КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА

1 Цель работы

- 1 Ознакомиться с устройством различных приборов, предназначенных для регистрации тремора конечностей человека.
- 2 Разобрать структуру и принцип работы программно-аппаратного комплекса для регистрации тремора человека – видеотрemorографа.
- 3 Научиться контролировать правильность выполнения измерения.
- 4 Научиться с помощью видеотрemorографа определять параметры тремора конечностей человека.

2 Краткие теоретические сведения

Трemor (дрожание) – произвольные ритмичные колебательные движения всего тела или его частей в результате повторяющихся сокращений и расслаблений мышц.

Различают два вида тремора – доброкачественный (физиологический) и патологический. Физиологический тремор может появиться у человека в результате физической нагрузки, а так же в результате переутомления. В свою очередь патологический тремор является одним из самых распространенных симптомов таких заболеваний, как болезнь Паркинсона, эссенциальный тремор, рассеянный склероз, алкоголизм, невроты и подразделяется на тремор покоя и тремор действия (постуральный и кинетический). Разновидностью кинетического тремора является интенционный тремор, проявляющийся в момент выполнения пациентом движения, и усиливается, если требуется большая точность движения.

Кроме заболеваний нервной системы причиной дрожания конечностей и головы человека могут служить травмы, сосудистые заболевания, опухоли головного и спинного мозга, осложнения инфекционных заболеваний, психическое и физическое перенапряжение. Поэтому информация о треморе может использоваться также, например, в спортивной медицине (выявление физических возможностей спортсменов, проведение реабилитации спортсменов после травм и больших физических нагрузок).

Амплитудно-частотный анализ тремора позволяет получить диагностическую информацию о функциональном состоянии пациента.

2.1 Устройства регистрации тремора

На сегодняшний день существует множество приборов, предназначенных для регистрации тремора человека.

Первые устройства для записи тремора были основаны на механическом восприятии дрожания пальцев руки с последующей записью на движущуюся ленту. В качестве записывающего устройства нередко использовались электрокардиографы, которые выводили на бумагу кривые дрожания пальцев во времени. Примером такого прибора является магнитоэлектрическое устройство, в котором электрический потенциал возникал в результате движения постоянного магнита вблизи проводника (катушки). Магнит крепился к концу прямолинейного рычага, на противоположном конце которого находилось кольцо с прижимной пружиной, куда вставлялся палец обследуемого. Рычаг изготавливался из легкого металла (дюрала) и имел двухходовой шарнир. Этот прибор позволял исследовать и записывать тремор в горизонтальной и вертикальной плоскостях.

Принцип действия датчика электрокардиографа заключался в следующем. Дрожания пальца непосредственно воспринимались кольцом, которое было жестко соединено с коротким плечом рычага. На конце противоположного, длинного плеча рычага укреплялся магнит. Благодаря этому колебания пальца передавались на магнит в несколько увеличенном виде (в 1,7 раза). Колебания магнита, располагающегося на расстоянии 1 мм от сердечников двух катушек, возбуждали ток в обмотках.

Для усиления слабых электрических потенциалов, возникающих в датчике, и регистрации их на ленте, зачастую использовался электрокардиограф типа ЭКСПЧ-4. Прибор подключался к электродам первого отведения, три других электрода оставались свободными.

Однако вышеописанный метод треморометрии имел ряд недостатков: характер записи зависит от давления пальцев на воспринимающий элемент (в нашем случае – на кольцо), смещается изолиния тремограмм и т. д.

Существуют аппараты, в которых применяется датчик сейсмического типа, имеющий жидкостную сейсмическую массу. Принцип действия преобразователя состоит в следующем. Корпус преобразователя, закрытый с двух сторон резиновыми мембранами, заполнен сейсмической массой, состоящей из смеси воды с глицерином.

Подбором соответствующей вязкости можно получить практически горизонтальную амплитудно-частотную характеристику, что позволяет измерять тремор низкой частоты. Для измерения тремора была подобрана резонансная частота, равная 3,5–4 Гц.

Также существуют приборы-тремографы с преобразователем, меняющим механические колебания в электрический сигнал и состоящим из трех катушек. Крайние катушки соединены с корпусом преобразователя, а средняя поддерживается эластичными пружинами, служащими также проводниками тока, подаваемого в катушку из генератора высокой частоты.

Средняя катушка намотана на каркас. Общий удельный вес катушки и каркаса равняется удельному весу жидкости. При любой ориентации преобразователя в пространстве сейсмическая смесь, проходя через отверстие, равномерно располагается в обеих полостях датчика. Катушка под воздействием пружин занимает промежуточное положение между крайними катушками. Корпус преобразователя повторяет тремор конечности обследуемого. В случае питания средней катушки переменным током (50 Гц) в крайних катушках создается напряжение, модулированное низкой частотой, соответствующей тремору. Чувствительность преобразователя повышается настройкой резонансного контура на его выходе.

Электронная часть тремографического устройства состоит из генератора высокой частоты, питающего преобразователя и детектора, выделяющего из сигнала на выходе преобразователя колебания, соответствующие тремору. Сигнал на выходе преобразователя имеет достаточный уровень напряжения для прямой подачи на электрокардиограф. Это позволяет регистрировать тремограммы без конструктивных и схематических изменений в кардиографе.

Датчик тремографа подвешивается на вытянутые пальцы правой руки так, чтобы лента его находилась на уровне суставов 1–2-й фаланг большого пальца. Локоть исследуемого, согнутый под прямым углом, плотно фиксируется на столе, чтобы избежать влияния движений всей руки на тремограмму.

Существует устройство, основанное на методе огибающей ЭМГ, которое позволяет оценить параметры не только физиологического, но и эссенциального и паркинсонического видов тремора.

Дальнейшее развитие разработок в этой области привели к созданию прибора, основанного на следующем принципе. Испытуемый стремится фиксировать конец указки в центре кругового экрана, подсвечиваемого источником рассеянного света и имеющего различную освещенность, максимальную в центре экрана и равномерно ослабляющуюся по мере удаления от него в плоскости экрана. На фотодиод, размещенный в глубине указки, попадает свет от участка экрана, расположенного непосредственно напротив указки. Ток, наводимый в фотодиоде, пропорционален освещенности точки экрана, на которую в данный момент направлен конец указки. При наличии тремора изменение тока фотодиода будет соответствовать частоте и амплитуде колебаний конечности. Колебания фототока, усиленного по напряжению и мощности, фиксируются графическим регистратором и поступают далее для обработки. С помощью фильтра верхних частот устраняется влияние медленных отклонений, не связанных с тремором, а зависящих от неточности фиксации указки. Для оперативной оценки амплитуды колебаний используется измеритель мощности тремора, роль которого выполняет электроизмерительный прибор тепловой системы. Для оценки частоты тремора используется дискретный способ измерения частоты колебаний за определенный интервал времени. Амплитуда и частота тремора регистрируются непрерывно в процессе исследований, что позволяет следить за динамикой тремора, увязать характеристики тремора с внешними факторами, например, с воздействием световых или звуковых сигналов, различного рода команд и другими психологическими тестами.

Особенно широко разработка новых тремометров проводится в Российской Федерации. В 1995 г. В. И. Матвеев запатентовал способ диагностики произвольных движений конечности и устройство для проведения таких исследований.

Данный способ позволяет осуществлять дифференцированную диагностику вида тремора. Для этого рассчитывают отношение времени нахождения конечности, движущейся вдоль трассы, к длительности ее отклонения в точке центра, на отрезках трассы, прилежащих к центру, в конечных точках трассы и на отрезках, прилежащих к ним.

Для реализации способа разработано устройство, содержащее корпус со щелью, в которой на дне и по бокам расположены контактные элементы, таймеры, соединенные с контактами и щуп. С целью повышения достоверности результатов щель состоит из электрически изолированных отрезков, соединенных с парой таймеров. При этом щуп также состоит из электрически изолированных участков и соединен с таймерами.

Помимо одноканальных устройств для измерения параметров тремора, существуют и многоканальные тремографы, содержащие датчики движений, блоки для регистрации и представления данных о треморограмме.

С целью расширения частотного регистрируемого диапазона и повышения производительности устройства, датчик выполнен токовихревым в виде спирали Архимеда с ответной металлической пластиной, одеваемой на каждый палец испытуемого, а регистрируемая информация с датчика вводится в ЭВМ специ-

альным многоканальным устройством ввода, где информация от датчика обрабатывается одновременно и отдельно для каждого пальца.



Рисунок 4.1 – Датчик тремометра

Одной из российских разработок является программно-аппаратный комплекс для регистрации тремора человека с отображением его на дисплее и математической обработкой записанного сигнала – тремометр (рисунок 4.1), содержащий датчик движения испытуемого, электронный блок и регистратор (рисунок 4.2). Датчик движений испытуемого выполнен в виде пластины, на которой закреплены два датчика абсолютных угловых скоростей, выполненные в виде роторных вибрационных гироскопов. Пластина крепится на кисти руки испытуемого с помощью ремешка для часов или браслета.

Недостаток подобного устройства состоит в отсутствии возможности непосредственного наблюдения за тремором конечностей. Такой прибор на выходе предоставляет исключительно математическую обработку результатов измерения гироскопов.

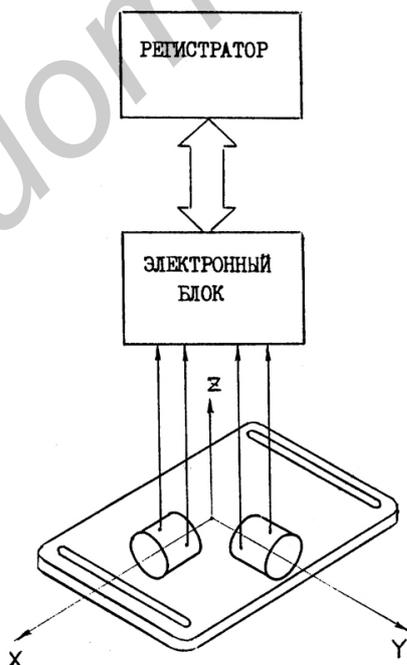


Рисунок 4.2 – Блок-схема тремометра

Существует тремомер, содержащий датчик движений испытуемого, электронный блок и регистратор. Здесь датчик движений состоит из источника света, экрана и фотодиода, установленного в глубине указки. Недостаток подобного устройства состоит в невысокой точности измерений и недостаточной объективности регистрации тремора. Большое количество естественных и искусственных оптических помех затрудняет использование данного прибора, поскольку для его работы требуется специально оборудованный кабинет.

2.2 Видеотремограф

В данной лабораторной работе необходимо изучить работу видеотремографа, позволяющего избежать недостатки описанных выше приборов.

Структурная схема устройства (рисунок 4.3) включает в себя маркер, видеокамеру и ПЭВМ.



Рисунок 4.3 – Структурная схема видеотремографа

Суть устройства заключается в следующем: маркер закрепляется на исследуемой части тела человека, затем видеокамера производит запись колебаний маркера, которые в точности повторяют смещение участков тела человека.

Маркер представляет собой квадрат со сторонами 10×10 мм, изготавливаемый из самоклеящейся бумаги зеленого цвета. Предпочтение было отдано квадратной форме перед круглой, из-за специфики определения центра маркера. Размеры маркера подбирались таким образом, чтобы обеспечить удобство закрепления маркера на конечности и одновременно быть достаточно большими для достоверного распознавания программным обеспечением. Маркер обладает незначительной массой и возможностью крепления на любом участке тела человека. Цвет маркера имеет хорошо контрастирует с цветом кожи, что повышает качество распознавания.

В видеотремографе используется цветная USB видеокамера с разрешением не менее 320×240 и скоростью съемки не менее 30 кадров в секунду.

2.2.1 Методика распознавания маркера

Для измерения тремора покоя испытуемому необходимо слегка сжать руку в кулак и положить ее на твердую поверхность (стол или подлокотник кресла) таким образом, чтобы кисть находилась в горизонтальном положении пальцами вниз. Предплечье должно быть слегка прижато к твердой поверхности (рисунок 4.4).

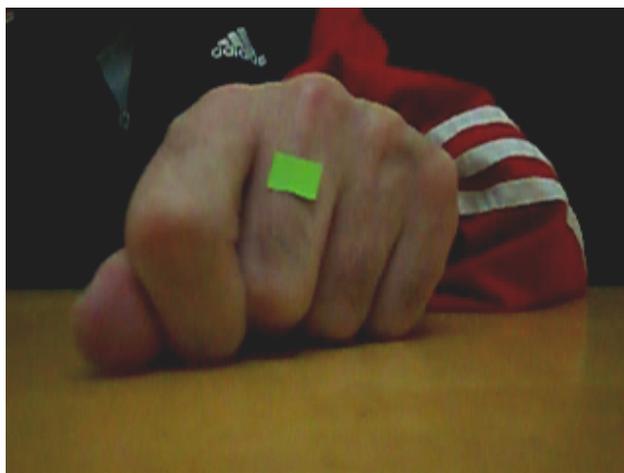


Рисунок 4.4 – Положение руки при исследовании тремора покоя

Видеокамера должна быть установлена на расстоянии 30 см напротив руки. При регистрации тремора покоя на исследуемую конечность испытуемого поочередно к первой фаланге всех пальцев крепится маркер, затем производится съемка колебания маркера в течение 60 секунд (для каждого пальца).

При исследовании постурального тремора испытуемому необходимо вытянуть руки перед собой параллельно полу ладонями вниз, а пальцы должны быть слегка согнуты (рисунок 4.5). К первой фаланге всех пальцев поочередно крепится маркер и производится съемка его колебаний в течение 60 секунд.



Рисунок 4.5 – Положение руки при исследовании постурального тремора

Для исследования кинетического тремора испытуемому необходимо вытянуть руки перед собой параллельно полу ладонями вниз, пальцы должны быть выпрямлены. Маркер прикрепляется к ногтевой фаланге указательного пальца. За 60 секунд испытуемый должен нарисовать в пространстве квадрат 6 раз, начиная из верхнего левого угла (относительно испытуемого) по часовой стрелке, а за следующие 60 секунд – 6 раз против часовой стрелки. Видеокамера устанавливается, как и во всех предыдущих случаях на расстоянии примерно 25–35 см напротив исследуемой конечности.

Различным заболеваниям соответствуют различные амплитудно-частотные характеристики. Так, паркинсонический тремор обладает максимальной амплитудой на частотах от 3 до 6 Гц, а постуральный тремор – на частотах от 4 до 12 Гц. Краткое описание типов тремора и характерных для них частот представлено в таблице 4.1. Соответствие между симптомами и частотными характеристиками представлены в таблице 4.2.

Таблица 4.1 – Соответствие типов тремора и характерных частот треморографа

Тип тремора	Частота, Гц	Амплитуда	Проявление	Примеры
Тремор покоя	3–6	Высокая, уменьшается с движением пациента	При расслабленных мышцах пациента	Паркинсонизм, обусловленный действием лекарственного средства, БП
Тремор действия	–	–	При любых сжатиях мышц	–
Постуральный тремор	4–12	Маленькая, возрастает с добровольными движениями пациента	При поддержании конечности на весу	Физиологический тремор, эссенциальный тремор
Кинетический тремор	3–10	Не меняется с движением конечности	При простых движениях конечности	–

За время измерения (60 секунд) производится 6 отсчетов по 10 секунд каждый, затем вычисляются спектральные параметры для каждого отрезка сигнала и берется среднее арифметическое значение.

На рисунке 4.6 изображено окно программы, показывающее результат измерения тремора покоя пациента с болезнью Паркинсона.

Расстояние между видеокамерой и исследуемой конечностью человека может варьироваться в пределах от 20 до 100 см, при этом оптимальным является расстояние от 20 до 40 см. Нижняя граница расстояния обусловлена фокусным расстоянием видеокамеры, примерно на 20 см картинка получается стабильная. Верхняя граница расстояния обусловлена необходимостью получения достаточно четкой картинки. Нужно, чтобы размеры маркера на кадре были не меньше чем 10 % от кадра.

Таблица 4.2 – Частотные характеристики различных видов тремора

Признаки	Эссенциальный	Паркинсонический	Мозжечковый
Характер	постурально-кинетический	покоя	интенционный и постуральный
Локализация	руки (сгибание, разгибание или ротация кистей), часто – голова («да-да», «нет-нет»), голосовые связки, реже – язык, ноги, очень редко – нижняя челюсть	руки («скатывание пилюль»), нередко – ноги, нижняя челюсть, крайне редко – голова, голосовые связки	руки, реже – ноги, туловище, голова
Симметричность	двусторонний, иногда симметричный	односторонний или асимметричный	двусторонний или односторонний
Частота (Гц)	6–12	3–6	3–4

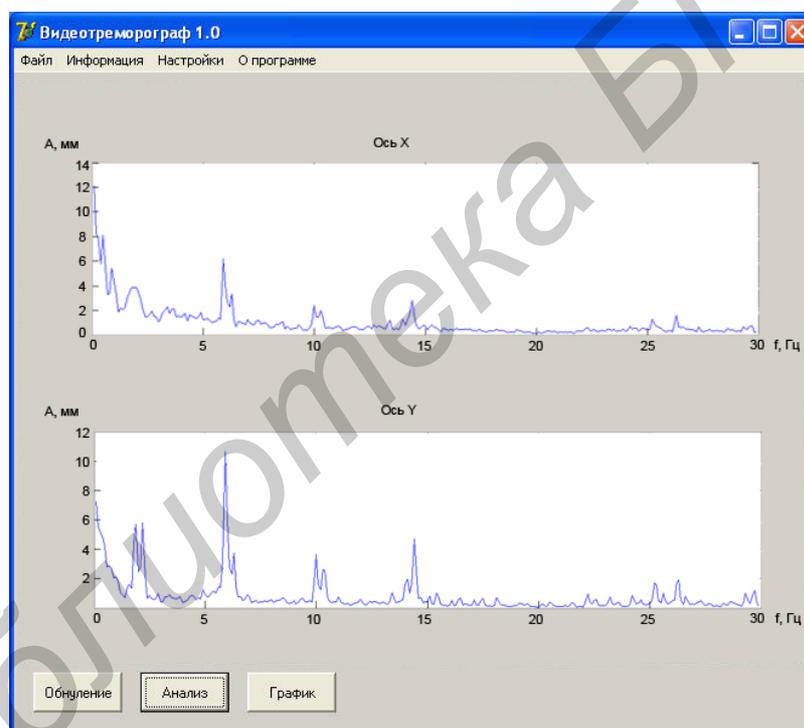


Рисунок 4.6 – Окно программы, показывающее результат измерения тремора

2.2.2 Работа с программой обработки результатов

ПЭВМ при помощи программного обеспечения осуществляет запись нового видеофайла или обработку заранее сохраненного файла. На дисплей будет выводиться результат обработки видеофайла – амплитудно-частотные характеристики.

Медицинское программное обеспечение должно соответствовать современным запросам и требованиям как здравоохранения в целом, так и врачей непосредственно работающих с ним в частности. Поэтому оно должно обладать

не только высокой достоверностью, но и широким набором разнообразных функций, таких как ведение картотеки пациентов, результатов исследований, отображение снятых параметров, анализ полученных данных, вычисление заданных характеристик и т. д.

Работа с данными пациентов состоит из следующих задач:

- добавление новой карточки для пациента, который ранее не стоял на учете;
- просмотр и редактирование личных данных пациента, например, при смене фамилии, адреса в связи с переездом на новое место жительства и т. д.;
- добавление диагноза пациенту, сравнение данных во время лекарственной терапии;
- просмотр и редактирование диагнозов, поставленных пациенту.

Работа с видеофайлом состоит из следующих задач:

- запись нового видеофайла;
- открытие заранее сохраненного видеофайла;
- калибровка;
- просмотр и выделение одной из точек маркера для последующего определения его цвета на исходном и последующих кадрах.

Отобрав главное меню, программа останавливается и ожидает выбора пользователя. В зависимости от решения пользователя алгоритм работы программы идет по одной из ветвей.

Вариантами ветвления алгоритма в данном случае являются:

- заполнение карточки пациента;
- открытие видеофайла;
- калибровка;
- выбор зоны распознавания;
- анализ;
- сохранение полученных данных;
- завершение работы.

Рассмотрим каждое ветвление отдельно.

1 Заполнение карточки пациента.

Для заполнения информации о пациенте из меню программы «Информация» необходимо выбрать подпункт «Новый пациент». Если же необходимо внести изменения в личную информацию заранее созданного пациента, то в меню «Информация» следует выбрать подпункт «Пациенты», затем – данные необходимого пациента, и начать процесс их редактирования.

2 Открытие видеофайла.

Для открытия заранее сохраненного видеофайла необходимо выбрать в меню программы «Файл» пункт «Открыть видеофайл». Если пользователя интересует результат обработки единственного файла, то нет необходимости выбирать пациента заранее. Если же видеофайлы, подлежащие загрузке, являются комплексными измерениями одного пациента, то необходимо выбрать в меню программы «Файл» пункт «Открыть комплекс». В обоих случаях открывается диалоговое окно с возможностью выбора видеофайла. Следующим шагом является анализ заголовочной информации файла. Если файл соответствует пара-

метрам: цветной, разрешение – не меньше 320×240 , количество кадров в секунду – не меньше 30, то система открывает файл и подготавливает его к просмотру. Если файл не соответствует указанным параметрам или вообще не является видеофайлом, то система возвращает пользователя в меню выбора видеофайла. Далее необходимо выполнить выбор распознаваемой зоны.

3 Калибровка.

Калибровка необходима для того, чтобы определить коэффициент перехода от одних единиц измерения к другим (пиксель \rightarrow миллиметр). Калибровка выполняется программой автоматически, однако, если размеры маркера отличаются от занесенных в память программы (10×10 мм), то необходимо ввести размер стороны маркера вручную (пункт «Задать размеры маркера» в меню программы «Настройки»). Так как задача определения параметров тремора сводится к анализу отклонения маркера, то калибровка решает задачу получения значений отклонений в миллиметрах.

4 Выбор зоны распознавания.

Выбор зоны распознавания осуществляется пользователем на первом кадре загруженного видеофайла. Пользователь должен выбрать на кадре точку, принадлежащую области маркера. Затем ему необходимо выбрать область распознавания. Если зоны распознавания выбраны не верно, пользователь может нажать на кнопку «Обнуление».

5 Анализ.

При выполнении всех предыдущих шагов и нажатии кнопки «Анализ», система переходит в режим распознавания маркера. При этом будут формироваться два массива, содержащий точное положение маркера в каждый момент времени. Далее следует в меню «Файл» выбрать пункт «Сохранение полученных данных» для дальнейшей работы с видеоматериалом.

6 Сохранение полученных данных.

После выполнения распознавания, программа анализирует полученные данные и открывает окно, содержащее итоговые результаты анализа, представленные графически. Здесь же врачу необходимо указать диагноз, выносимый пациенту. При нажатии кнопки «Сохранить обследование», программа совершит сохранение данных обследования.

7 Завершение работы.

Если из меню программы «Файл» будет выбран пункт «Выход», то система высвободит память занимаемую программой и завершит саму себя.

2.2.3 Алгоритм распознавания маркера

После открытия заранее сохраненного видеофайла или начала нового исследования перед пользователем появляется окно программы с изображенным на нем первым кадром. Изображение первого кадра (и всех последующих) представляет собой три двумерных массива, каждый из которых показывает содержание в точке одной из трех цветовых составляющих пикселя (R – red, красная; G – green, зеленая; B – blue, синяя составляющие). Заменим три цветовых массива одним (X; Y), подразумевая, что в его ячейке содержатся три зна-

чения и все операции сравнения и вычисления каких-либо параметров будут проводиться для каждой цветовой составляющей в отдельности.

Для начала работы алгоритма распознавания пользователю необходимо на изображении первого кадра видеофайла с помощью мыши выбрать в кадре точку, принадлежащую области маркера (рисунок 4.7).

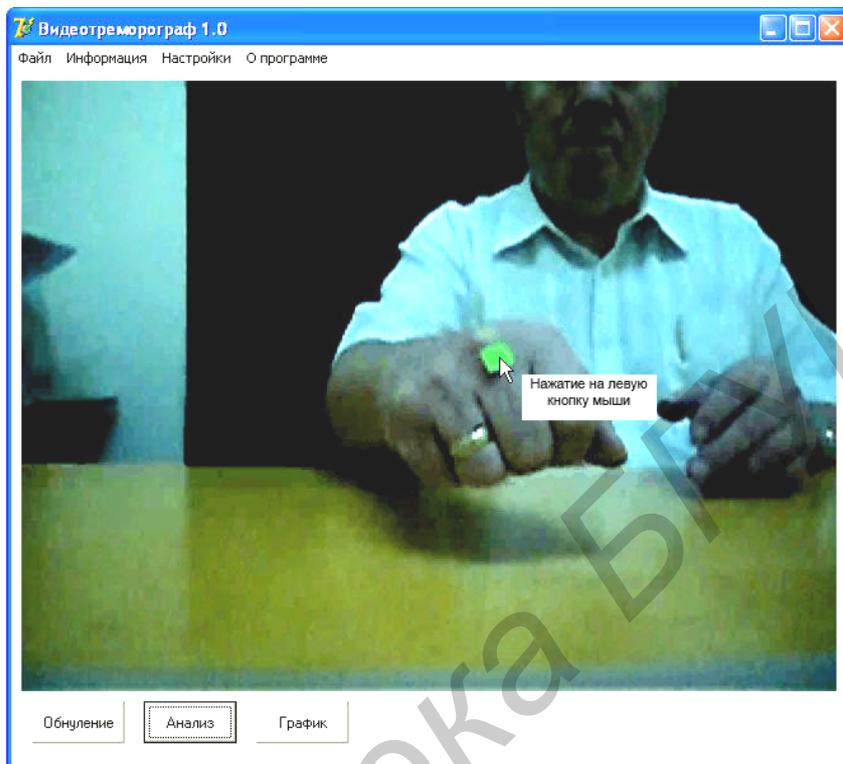


Рисунок 4.7 – Окно программы перед выбором точки, принадлежащей области маркера

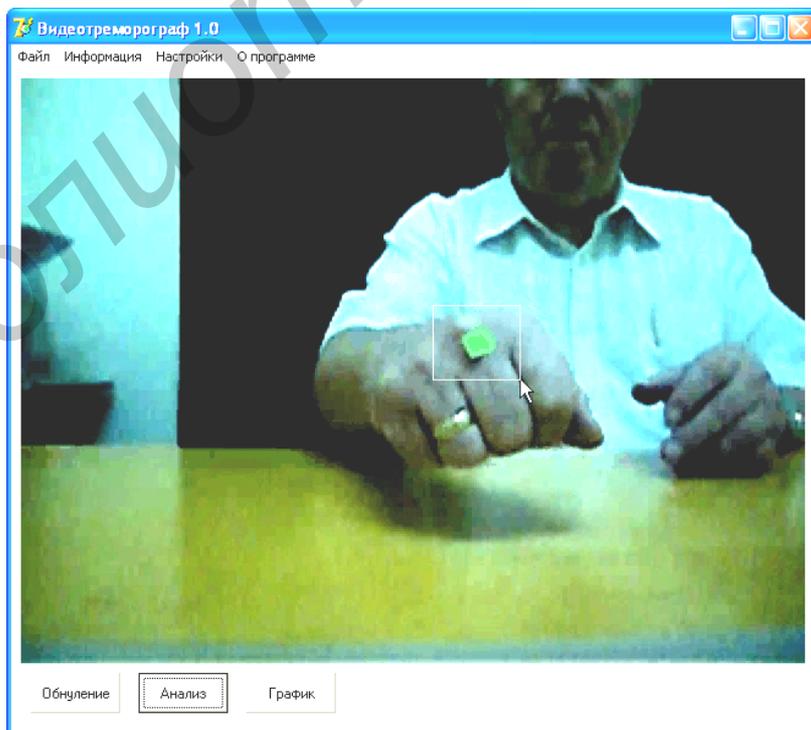


Рисунок 4.8 – Окно программы выбора области поиска маркера

Затем пользователю необходимо рамкой выделить область с небольшим запасом (примерно равным большей стороне маркера на кадре) в которую входит маркер (рисунок 4.8). Назовем выделяемый пользователем участок кадра *областью поиска маркера* (ОПМ) (рисунок 4.9).

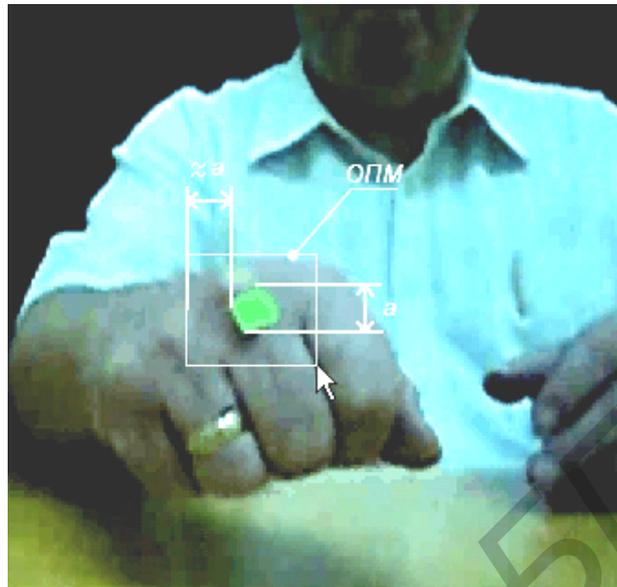


Рисунок 4.9 – Примерные габариты ОПМ

Полученные в результате выделения области маркера данные образуют массив $(X_{ompj}; Y_{ompj}); i \in \{1, n_{omp}\}; j \in \{1, m_{omp}\}$, где n_{omp} и m_{omp} – длина и высота ОПМ соответственно.

По точке, указанной пользователем, вычисляется *цветовой показатель маркера* (ЦПМ) – определенное соотношение между цветовыми составляющими пиксела. ЦПМ вычисляется путем нахождения среднего арифметического между выбранным пользователем пикселем и восемью точками, находящимися вокруг него.

После задания параметров ЦПМ и ОПМ программное обеспечение осуществляет построчное сканирование выделенной пользователем области кадра и производит поиск всех пикселей, соответствующих маркеру. Анализ области начинается от верхнего левого угла $(X_{omp1}; Y_{omp1})$ и заканчивается в точке соответствующей нижнему правому углу $(X_{ompm}; Y_{ompm})$.

Отбор пикселей, соответствующих маркеру на кадре, осуществляется посредством сравнения всех точек, входящих в выделенную область с ЦПМ. Точки, отличающиеся от цветовых составляющих пиксела не более чем на 15 % (порог в 15 % был выбран эмпирическим путем), образуют новый массив пикселей маркера (МПМ):

$$M(X_i; Y_i), i \in \{1, mark\},$$

где $mark$ – число пикселей, принадлежащих области маркера.

Для нахождения центра маркера и калибровки необходимо определить координаты углов маркера в трехмерном пространстве.

Центр маркера ($X_{centr}; Y_{centr}$) определяется следующим образом:

$$X_{centr} = \frac{\sum_{i=\min(x)}^{\max(x)} (\max(y_i) - \min(y_i)) \cdot x_i}{\sum_{i=\min(x)}^{\max(x)} (\max(y_i) - \min(y_i))}$$

$$Y_{centr} = \frac{\sum_{i=\min(y)}^{\max(y)} (\max(x_i) - \min(x_i)) \cdot y_i}{\sum_{i=\min(y)}^{\max(y)} (\max(x_i) - \min(x_i))}$$

Далее происходит сравнение координат центра маркера на двух соседних кадрах. Поскольку амплитудно-частотную характеристику необходимо построить в метрической системе, то для перевода из пикселей в миллиметры нужен коэффициент преобразования (K), равняющийся отношению реального значения стороны в пикселях к реальному значению стороны квадрата (в данном случае 10 мм)

$$K = \frac{a}{t},$$

где a – реальная сторона квадрата, в пикселях (неизвестная),

t – реальная сторона квадрата, в миллиметрах.

Поскольку колебания конечности осуществляются в трех плоскостях, то процесс колебания необходимо рассматривать в трехмерной системе координат (рисунок 4.10). Затем необходимо всем точкам, соответствующим вершинам четырехугольника присвоить обозначения, исходя из следующих критериев. Сначала производится поиск минимальных/максимальных значений по первой координате, затем из отобранных точек идет выбор по второй координате. Для точек A и C первой координатой, по которой необходимо осуществлять поиск, будет x , для точек B и D – y .

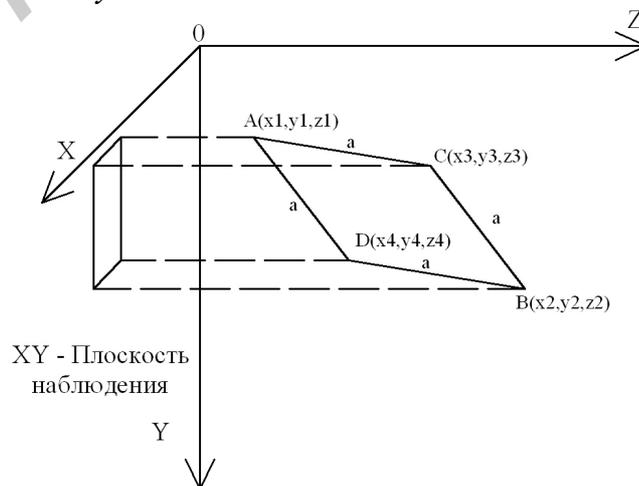


Рисунок 4.10 – Система координат колебаний маркера и его проекции на ось XY

Пусть координаты вершин $A (\min (x); \min (y))$, $B (\max (x), \min(y))$, $C (\max (x), \max (y))$ и $D (\min (x), \max (y))$.

XY - Плоскость
наблюдения

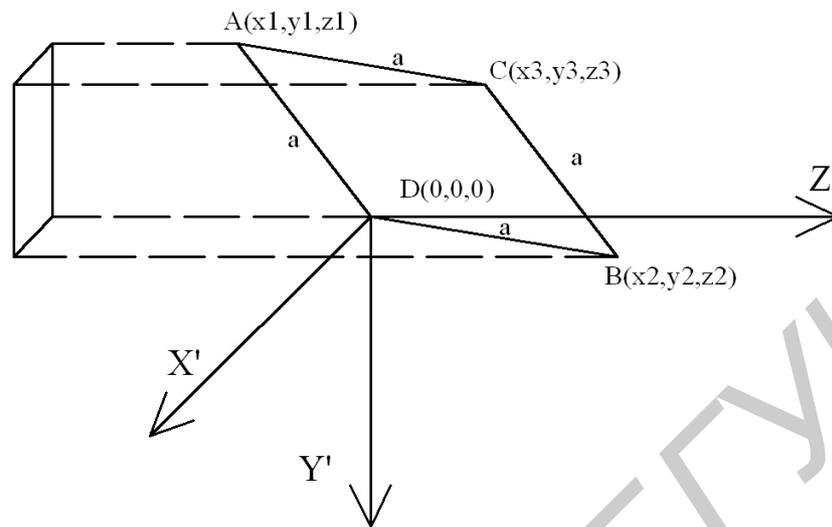


Рисунок 4.11 – Смещенная система координат колебаний маркера

Располагаем начало координат в одной из вершин квадрата (рисунок 4.11). При этом x_i, y_i, z_i , где $i \in \{1,2\}$ – координаты соседних вершин. Тогда:

$$\begin{cases} x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 = a^2, \\ x_2^2 + y_2^2 + z_2^2 = a^2, \\ x_1 \cdot x_2 + y_1 \cdot y_2 + z_1 \cdot z_2 = 0. \end{cases}$$

Для простоты проведем замену следующего характера $x_1^2 + y_1^2 = A$, $x_2^2 + y_2^2 = B$, $x_1 \cdot x_2 + y_1 \cdot y_2 = C$. В результате получим систему уравнений:

$$\begin{cases} A + z_1^2 = a^2, \\ B + z_2^2 = a^2, \\ C + z_1 \cdot z_2 = 0. \end{cases}$$

Решая данное уравнение, находим a^2, z_1^2, z_2^2 :

$$a^2 = \frac{A + B \pm \sqrt{(A - B)^2 + 4C^2}}{2},$$

$$z_1^2 = \frac{B - A \pm \sqrt{(A - B)^2 + 4C^2}}{2},$$

$$z_2^2 = \frac{A - B \pm \sqrt{(A - B)^2 + 4C^2}}{2}.$$

Следовательно, a будет равным:

$$a = \sqrt{\frac{A + B \pm \sqrt{(A - B)^2 + 4C^2}}{2}}.$$

Для двух соседних кадров коэффициент K может быть различным, в этом случае находится среднее арифметическое между двумя коэффициентами.

Дальнейшим шагом алгоритма распознавания является поиск маркера на следующем кадре. Поскольку минимальная для работы программного обеспечения скорость съемки видеокамеры составляет 30 кадров в секунду и колебания конечности являются достаточно медленными, то можно утверждать, что за $1/30$ секунды маркер на кадре сместится на расстояние, соизмеримое с собственными габаритами. Так как колебания конечности происходят в основном в плоскости (X, Y) , параллельной плоскости съемки, то на соседних кадрах габаритные размеры маркера отличаются не более чем на 20 %.

Поиск маркера на следующем кадре осуществляется из точки, соответствующей центру маркера на предыдущем кадре. Если ЦПМ этой точки отличается от ЦПМ пиксела на предыдущем кадре менее чем на 20 пунктов градации цвета, то вокруг этой точки очерчивается квадратная ОПМ, размер стороны l которой высчитывается по следующей формуле:

$$l = (1 + 0,2) \cdot 3 \cdot \max(\Delta V),$$

где $\max(\Delta V)$ – максимальное расстояние между соседними вершинами четырехугольника.

Если же точка, соответствующая центру маркера на предыдущем кадре, не входит в 20-ти пунктовый коридор значений ЦПМ, то следующим шагом алгоритма является поиск точек, которые отличаются от ЦПМ предыдущего кадра менее чем на 20 пунктов градации цвета. С этой целью из точки центра маркера на предыдущем кадре с шагом r начинается круговой поиск пиксела искомого цвета:

$$r = 0,4 \cdot \max(\Delta V).$$

При появлении точки, удовлетворяющей условию поиска, вокруг нее очерчивается квадратная ОПМ с размером сторон l .

Затем происходит анализ всех точек области поиска маркера и создается очередной массив пикселей для дальнейшего определения центра маркера и коэффициента преобразования K .

В результате обработки всего видеофайла получаем совокупность значений, представляющих собой график колебания конечностей в двух ортогональных плоскостях X и Y . Затем, воспользовавшись дискретным преобразованием Фурье, получаем амплитудно-частотные характеристики колебания конечности:

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-\frac{2\pi i}{N} kn},$$

где X_k – амплитуда сигнала в спектральном представлении, на k -й гармонике;
 x_n – амплитуда исходного сигнала;
 N – количество отсчетов преобразуемого сигнала;
 $k = 0, \dots, N-1$ – номер гармоники.

3 Практическая часть

- 1 Включить прибор.
- 2 Запустить программное обеспечение.
- 3 Закрепить маркер на конечности испытуемого.
- 4 Записать данные о треморе конечности испытуемого в видеофайл.
- 5 Провести расчет параметров тремора конечности испытуемого.
- 6 Сохранить результат.

4 Содержание отчета

- 1 Цель работы.
- 2 Краткие теоретические сведения.
- 3 Структурная схема исследуемого прибора.
- 4 Результаты исследований.

5 Контрольные вопросы

- 1 Что такое тремор?
- 2 Какие методы регистрации тремора вы знаете?
- 3 Расскажите классификацию приборов для определения параметров тремора.
- 4 Объясните алгоритм работы программы распознавания тремора.
- 5 Как проводится калибровка прибора?
- 6 Как программное обеспечение распознает маркер?

6 Литература

- 1 Жуковский, В. Д. Автоматизированная обработка данных клинических функциональных исследований / В. Д. Жуковский. – М. : Медицина, 1985.
- 2 Иванова-Смоленская, И. А. Эссенциальный тремор / И. А. Иванова-Смоленская. – Медицинская газета, 2003. – №33.
- 3 Метод спектрального анализа огибающей ЭМГ и его роль в изучении физиологического тремора / Андреева Е. А. [и др.] – Журнал невропатологии и психиатрии им. Корсакова, 1986. – Т. 86, вып. 7. – С. 966–969.

Учебное издание

Осипов Анатолий Николаевич
Давыдов Максим Викторович
Терех Александр Сергеевич и др.

ЭЛЕКТРОННАЯ ЛЕЧЕБНАЯ АППАРАТУРА

Лабораторный практикум
для студентов специальности
«Медицинская электроника»
всех форм обучения

Редактор Г. С. Корбут
Корректор А. В. Тюхай

Подписано в печать 20.01.2011.
Гарнитура «Таймс».
Уч.-изд. л. 2,9.

Формат 60x84 1/16.
Отпечатано на ризографе.
Тираж 70 экз.

Бумага офсетная.
Усл. печ. л. 3,37.
Заказ 229.

Издатель и полиграфическое исполнение: учреждение образования
«Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники»
ЛИ №02330/0494371 от 16.03.2009. ЛП №02330/0494175 от 03.04.2009.
220013, Минск, П. Бровки, 6