

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

Факультет компьютерного проектирования

Кафедра электронной техники и технологии

П. В. Камлач, И. И. Ревинская

***ЭЛЕКТРОННЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ АППАРАТЫ,
СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ.
ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ***

*Рекомендовано УМО по образованию в области информатики
и радиоэлектроники в качестве пособия для специальности
1-39 02 03 «Медицинская электроника»*

Минск БГУИР 2042

УДК 615.47(076.5)
ББК 53.61я73
К18

Рецензенты:

кафедра конструирования и производства приборов
Белорусского национального технического университета
(протокол №8 от 18.03.2019);

заведующий кафедрой автоматизированных систем управления
производством учреждения образования
«Белорусский государственный аграрный технический университет»
кандидат технических наук, доцент А. Г. Сеньков

Камлач, П. В.

К18 Электронные медицинские аппараты, системы и комплексы. Лабораторный практикум : пособие / П. В. Камлач, И. И. Ревинская. – Минск : БГУИР, 2042. – 64 с. : ил.
ISBN 978-985-543-526-7.

Содержит четыре лабораторные работы по изучению параметров ультразвука при воздействии на биологические ткани, способов генерации сигналов электростимуляции, параметров транскраниальной магнитной стимуляции и лазерной терапии.

Предназначено для закрепления и углубления теоретических знаний, приобретения практических навыков в области проектирования медицинских аппаратов.

УДК 615.47(076.5)
ББК 53.61я73

ISBN 978-985-543-526-7

© Камлач П. В., Ревинская И. И., 2042
© УО «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники», 2042

СОДЕРЖАНИЕ

Лабораторная работа №1 ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ УЛЬТРАЗВУКА ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ТКАНИ	4
Лабораторная работа №2 ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ	17
Лабораторная работа №3 ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ТРАНСКРАНИАЛЬНОЙ МАГНИТНОЙ СТИМУЛЯЦИИ	31
Лабораторная работа №4 ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ЛАЗЕРНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ	49

Библиотека БГУИР

Лабораторная работа №1

ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ УЛЬТРАЗВУКА ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ТКАНИ

Цель работы: изучение основных методов применения ультразвуковой терапии и механизмов ее воздействия на организм человека; изучение устройства и принципов работы аппарата для ультразвуковой терапии SONOPULS 190; определение зависимости интенсивности ультразвуковых колебаний в среде от расстояния между источником волны и ее приемником.

Теоретические сведения

1.1 Биофизика ультразвуковых эффектов и их применение

Ультразвуком (УЗ) называют упругие механические колебания плотной среды с частотой выше 20 кГц. Верхний предел ультразвуковых частот условно считают равным $10^9 - 10^{10}$ Гц. Этот предел определяется межмолекулярными расстояниями и поэтому зависит от агрегатного состояния вещества, в котором распространяется ультразвуковая волна.

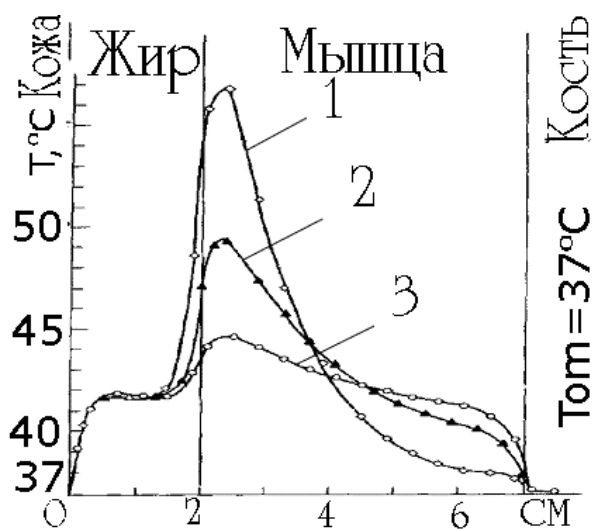
Ультразвук по определению не воспринимается непосредственно органами чувств человека, и поэтому необходимо использовать какой-то физический эффект или последовательность таких эффектов, чтобы действие ультразвука могло проявиться, причем главным образом количественно.

В широком смысле физические явления, которые действительно или предположительно ответственны за различные виды связей между воздействием ультразвука и биологическими эффектами, можно разделить на тепловые и нетепловые [1, 2]. Поглощение акустической энергии обусловлено взаимодействием ультразвука с биологическими тканями на молекулярном или макромолекулярном уровне. Если молекулы относительно малы и среда текучая, то энергия колебательных или вращательных движений, вызванных взаимодействием с акустической волной, не приводит к специфическим химическим или биологическим изменениям и быстро превращается в тепло. Такой процесс поглощения может быть охарактеризован как тепловой. В средах менее текучих существует возможность нетепловых специфических эффектов. Количественную оценку этой ситуации можно получить, сравнивая некоторые параметры, характеризующие движение молекул, например их скорость при акустических и тепловых колебаниях.

Акустическая энергия может трансформироваться в энергию поля сдвиговых напряжений стационарного течения жидкости или в энергию компонентов химических реакций. Энергия, переносимая ультразвуковым пучком, затухает при прохождении ее через вязкую среду. Чтобы оценить увеличение температуры ткани из-за затухания ультразвукового пучка, предполагают, что вся энергия, потерянная исходным пучком, идет на нагревание ткани. Иначе говоря, коэффициент затухания целиком обусловлен поглощением. Используя простые уравнения распространения тепла, можно рассчитать ожидаемый нагрев в системах, состоящих из тканей различных типов. Достоинство такого математического моделирования заключается в том, что оно позволяет предсказать влияние параметров ультразвука и тканей на получаемое распределение температур.

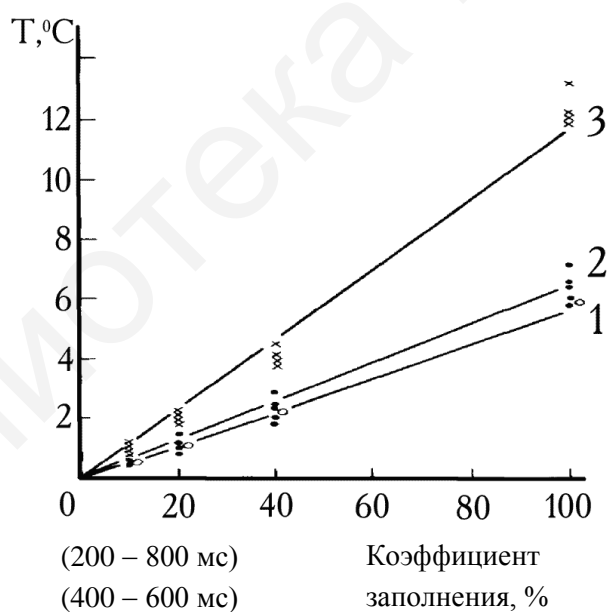
Простейшая модель ткани представляет собой образец, состоящий из трех плоскопараллельных слоев различных биологических тканей (мышца, жир и кость). На рисунке 1.1 показаны результаты вычислений для плоской волны при интенсивности 3 Вт/см^2 и частоте 1 МГц, видно также влияние на температуру различных коэффициентов затухания в центральном слое исследуемого образца тканей. Исходная температура составляет 37°C . Приведенный пример иллюстрирует трудности, встречающиеся при оценке распределения температуры, которые могут возникнуть при воздействии ультразвука на ткань с недостаточно известными акустическими свойствами. Представленный на данном рисунке разброс коэффициентов затухания соответствует данным, полученным при различной ориентации волокон скелетной мышцы. Подобные изменения распределения температуры могут происходить и при незначительном изменении кровотока через исследуемую ткань.

Температурные распределения, которые возникают в облучаемом объекте мягких тканей, могут значительно изменяться, если в этом объеме или на его границе есть кость. Проводилось воздействие ультразвуковыми колебаниями на бедро собаки, в которое были имплантированы термодатчики. Использовался ультразвук частотой 800 кГц, общей мощностью 5 Вт с излучающей поверхностью 5 см^2 , интенсивность облучения составляла 1 Вт/см^2 , длительность облучения – 2 мин. Измерения температуры проводились в надкостнице, в костном мозге и в мягких тканях между излучателем и бедренной костью. Данные этого исследования приведены на рисунке 1.2. Наибольший нагрев зарегистрирован на поверхности кости.



коэффициент затухания для жира равен 0,34 дБ/см, для кости – 8,4 дБ/см, для мышечной ткани: 1 дБ/см (1), 2 дБ/см (2), 4 дБ/см (3)

Рисунок 1.1 – Распределение температуры, рассчитанное для многослойной ткани



1 – мягкие ткани; 2 – костный мозг; 3 – поверхность кости

Рисунок 1.2 – Увеличение температуры, измеренное в бедре собаки

Ученым Э. Леманом с соавторами было выдвинуто предположение, что нагрев надкостницы задает порог болевых ощущений при применении ультразвука и тем самым определяет пределы безопасности его применения. Их исследования показали, что у пациентов со слоем мягких тканей толщиной менее

8 см над костью порог болевых ощущений достигается быстрее (при одной и той же интенсивности), чем у пациентов с более толстым слоем мягких тканей. Измерения температуры подтвердили, что этот болевой порог определяется нагревом поверхности кости. Это могло быть следствием трансформации энергии.

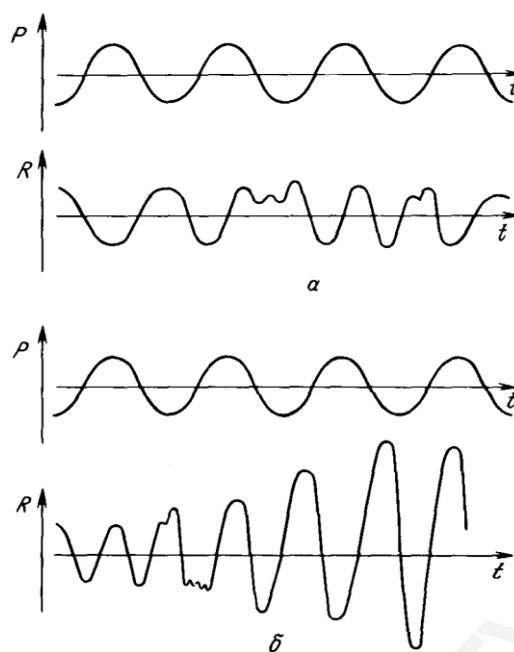
Произведено сравнение коротковолновой, микроволновой и ультразвуковой диатермий тазобедренного сустава. Было показано, что нагрев при максимально переносимых дозах коротковолнового и микроволнового облучения приводит к ожогам первой степени на коже и в подкожных тканях без заметного повышения температуры самого тазобедренного сустава. В то же время ультразвук дает адекватное увеличение температуры на кости без перегрева кожи.

При распространении ультразвука в жидкой среде возникает переменное давление. Отрицательное давление может привести к образованию полостей в месте разрежения – кавитации, а полость называется кавитационным пузырьком. Она может образоваться в жидкости при наличии в ней мельчайших пузырьков воздуха, которые являются зародышевыми центрами кавитации. В полости возникают пары жидкости и воздуха. В дегазированной жидкости кавитация отсутствует.

В кавитационных пузырьках появляются новые поверхности, а на них в результате больших напряжений – электрические заряды, которые могут способствовать образованию ионов в жидкости. Захлопывание пузырьков сопровождается выделением энергии, повышением температуры и свечением. Часть пузырьков сливается между собой и оседает на стенках сосудов или излучателя. Затухание ультразвуковых колебаний в среде за счет внутреннего торможения и наружного трения колеблющихся частиц среды приводит к частичной потере энергии и поглощению ее с переходом в тепловую энергию.

По общепринятой терминологии существуют два типа активности пузырьков: стабильная кавитация (полости существуют в течение значительного количества периодов звукового поля, осцилляции происходят вокруг равновесного радиуса) и коллапсирующая, нестационарная (полости осциллируют неустойчиво, растут быстро, охлопываются энергично).

Стабильные полости пульсируют под воздействием давления ультразвукового поля (рисунок 1.3). Радиус пузырька колеблется около равновесного значения, полость существует в течение значительного числа периодов звукового поля. С активностью такой стабильной кавитации может быть связано возникновение акустических микропотоков и высоких сдвиговых напряжений.



а – стабильная кавитация; б – коллапсирующая (нестационарная) кавитация: P – действующее звуковое давление; R – радиус пузырька; t – время воздействия

Рисунок 1.3 – Зависимость радиуса навигационных пузырьков от времени в ультразвуковом поле

Коллапсирующие, или нестационарные, полости осциллируют неустойчиво около своих равновесных размеров, вырастают в несколько раз и энергично охлопываются. Их активность проявляется в течение нескольких периодов звукового поля. Схлопыванием таких пузырьков могут быть обусловлены высокие температуры и давления, а также преобразование энергии ультразвука в излучение света или химические реакции.

Таким образом, УЗ-воздействие на биологические объекты необходимо рассматривать в нескольких аспектах: массирующее действие на клетки, тепловое воздействие и химическое воздействие, ускоряющее процессы диффузии в клетках.

1.2 Распространение ультразвука в среде

Распространение УЗ – это процесс перемещения в пространстве и во времени возмущений, имеющих место в волне. Ввиду малых длин волн ультразвука характер его распространения определяется в первую очередь молекулярной структурой среды. Характерная особенность распространения ультразвука в

многоатомных газах – существование областей дисперсии звука, сопровождающейся сильным возрастанием его поглощения. Ультразвук в газах, и в частности в воздухе, распространяется с большим затуханием.

Для описания ослабления переменного звукового давления p плоской звуковой волны можно применить закон поглощения плоской звуковой волны, таким образом:

$$p = p_0 e^{-\alpha x}, \quad (1.1)$$

где p_0 – амплитуда переменного звукового давления на выходе из источника;

p – амплитуда на расстоянии x от источника звуковой волны;

α – коэффициент поглощения, являющийся константой при неизменных условиях и зависящий от частоты волны, температуры среды, количества степеней свободы атомов (или молекул) газа и его относительной влажности.

Интенсивность звуковой волны пропорциональна квадрату звукового давления, то есть $I \sim p^2$. Таким образом, в процессе распространения плоских акустических волн в среде интенсивность звука I уменьшается по мере удаления от источника излучения по закону

$$I = I_0 e^{-2\alpha x}, \quad (1.2)$$

где I – интенсивность УЗ-волны на глубине проникновения x ;

I_0 – интенсивность УЗ-волны у поверхности вещества;

x – расстояние от источника;

α – коэффициент поглощения УЗ в среде, который зависит от плотности и вязкости среды, а также от частоты УЗ-волны.

При уменьшении интенсивности проходящей ультразвуковой волны в e раз показатель степени $2\alpha x = 1$, следовательно, $\alpha = 1/(2x)$ [α] м^{-1} . Коэффициент поглощения обратно пропорционален глубине проникновения ультразвуковой волны, на которой ее интенсивность убывает в e раз.

То есть интенсивность ультразвуковых колебаний в среде уменьшается по экспоненциальному закону. Этот процесс обусловлен внутренним трением, теплопроводностью поглощающей среды и ее структурой.

Коэффициент поглощения ультразвука в среде высчитывается по следующей формуле:

$$\alpha = \frac{\ln U_1 - \ln U_2}{x}, \quad (1.3)$$

где U_1 – значение напряжения, снятое с источника звуковой волны;

U_2 – значение напряжения на приемнике звуковой волны;

x – расстояние от источника УЗ-волны до ее приемника.

Коэффициент поглощения – величина, показывающая, как убывает амплитуда плоской звуковой волны с изменением расстояния. Чем больше коэффициент поглощения, тем на меньшем расстоянии убывает амплитуда волны до указанной величины.

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, то есть полные потери акустической энергии в среде, определяется суммарным действием рефракции, отражения, рассеяния и поглощения 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.

1.3 Источники УЗ-колебаний

Источником ультразвука могут быть как естественные явления, так и искусственные установки – генераторы ультразвука. Естественными источниками УЗ являются животные, издающие ультразвук (кузнечики, саранча, сверчки, летучие мыши, дельфины).

В технике ультразвук получают с помощью устройств, называемых УЗ-излучателями (генераторы УЗ). Наибольшее распространение получили электромеханические излучатели, основанные на явлениях магнитострикционного и обратного пьезоэлектрического эффекта.

Магнитострикционные излучатели применяются для генерирования низкочастотных ультразвуков (до 80 кГц). Явление магнитострикции заключается в механической деформации стержня или трубки из ферромагнитного материала, помещенного в переменное магнитное поле параллельно направлению силовых линий. Под воздействием переменного магнитного поля происходит растяжение и сжатие стержня, что приводит к образованию УЗ-волн низких частот. Если стержень первоначально не был намагничен, то он будет колебаться с удвоенной частотой. Если периоды собственных колебаний стержня и магнитного поля одинаковы, то амплитуда колебаний будет максимальна (явление резонанса), а так как колебания стержня продольные, то ультразвуковая волна будет исходить из концов стержня. Наиболее часто применяют стержни из никеля, дающие хороший магнитострикционный эффект. Основной частью такого излучателя является стержень из ферромагнитного материала, помещенного в соленоид, который соединен с источником переменного тока.

Пьезоэлектрические излучатели применяются для генерирования ультразвуков с частотами до 50 МГц.

Явление обратного пьезоэлектрического эффекта заключается в механической деформации некоторых материалов (кристаллы кварца и турмалина, сегнетова соль, фосфорнокислый аммоний, керамический материал на основе титаната бария) под действием переменного электрического поля. Если к определенным плоскостям кристалла подвести переменное электрическое поле, то кристалл сжимается или растягивается в зависимости от полярности электрического поля. Основной частью такого излучателя является пластинка или стержень из пьезоэлектрического материала. На поверхность пластины в виде проводящих слоев нанесены электроды. При действии переменного электрического поля пластина вибрирует, излучая механическую волну соответствующей частоты. Наибольшая интенсивность УЗ-волны наблюдается при выполнении условия резонанса.

Для регистрации и анализа ультразвуков применяются пьезоэлектрические и магнитострикционные датчики – приемники ультразвука. В пьезоэлектрическом датчике используется прямой пьезоэлектрический эффект. Прямой пьезоэффект состоит в том, что при механической деформации указанных выше кристаллов в определенных направлениях на их границах появляются электрические заряды противоположных знаков, это приводит к генерации электри-

ческого поля. Такое явление обусловлено деформацией элементарных кристаллических ячеек и сдвигом подрешеток относительно друг друга при механическом воздействии на кристалл. В пьезодатчиках под действием регистрируемых ультразвуковых волн в пластинке возникают вынужденные механические колебания (переменная деформация), которые и приводят к генерации переменного электрического поля, соответствующее электрическое напряжение может быть измерено.

Магнитострикционные датчики основаны на явлении изменения индукции магнитного поля ферромагнитного стержня при его механической деформации. Переменная деформация ферромагнитного стержня, на торец которого действует ультразвуковая волна, вызывает возникновение переменной электродвижущей силы электромагнитной индукции в обмотке катушки, надетой на сердечник.

1.4 Конструкции и принцип работы аппарата

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

Ультразвук в терапевтической практике используется в диапазоне 800–3000 кГц (0,8–3 МГц). При частоте 0,8–1,0 МГц ультразвук проникает на глубину до 6–8 см, наиболее эффективное терапевтическое «озвучивание» тканей происходит на глубине 4–5 см. При частоте 1,6–3,0 МГц ультразвук проникает на глубину до 3 см, наиболее эффективное терапевтическое озвучивание тканей происходит на глубине до 1 см.

Аппарат ультразвуковой терапии Sonopuls 190 [3] работает в импульсном и постоянном режиме на частоте: 1 и 3 МГц, также предусматривает выбор ERA (ЭПИ) – эффективной площади излучения в 5 или 1 см². Параметры наиболее часто используемых процедур заносятся в память аппарата при изготовлении. Для проведения терапии достаточно вызвать их из памяти нажатием клавиши. Импульсный режим имеет импульсную частоту повторяемости в 100, 48, 16 Гц со средним импульсом в 1/2 (50 %), 1/5 (20 %) и 1/10 (10 %). Аппарат позволяет выбрать некоторые готовые программы лечения (запрограммированные в памяти прибора). В конце запрограммированного времени раздается звуковой сигнал, и озвучивание («ультразвуковое излучение») прекращается. Все параметры, такие как таймер (время воздействия), режим излучения, ERA (ЭПИ) и мощность (Вт/см²), программируются при помощи сенсорной клавиатуры и отображаются на алфавитно-цифровом жидкокристаллическом экране.

Питание аппарата осуществляется от сети переменного тока с напряжением $230 \text{ В} \pm 10 \%$ и частотой $(50 \pm 0,5) \text{ Гц}$.

Аппарат применяется при воспалительных ревматических заболеваниях, воспалительных заболеваниях периферической нервной системы, травматических повреждениях поверхности кожи, дегенеративных изменениях костной системы, главным образом позвоночника, при периапатрите, целлюлите и т. д.

Технические характеристики Sonopuls 190:

1. Частота работы УЗ-излучателя: 1 и 3 МГц.
2. Эффективная площадь излучения: 5 и 1 см^2 .
3. Режим работы УЗ-излучателя: непрерывный и импульсный.
4. Частота импульсов / скважность: 16, 48, 100 Гц / 5, 10, 20, 50, 80 %.
5. Интенсивность ультразвука: 0 – 3 Вт/см^2 .
6. Класс электробезопасности: II, тип ВФ.

Для проведения исследования в качестве эквивалентов таких биологических тканей, как кровь, мышца, жир, с учетом плотности и скорости распространения ультразвука могут быть взяты следующие материалы, представленные в таблице 1.1.

Таблица 1.1 – Свойства биологических тканей и их эквивалентов

Параметр	Кровь	Вода	Жир	Глицерин	Мышца	Касторовое масло
Скорость распространения УЗ, м/с	1363	1497	1467	1923	1551	1500
Плотность, кг/м^3	1100	1000	1320	1260	1640	960
Коэффициент поглощения, см^{-1}	0,01–0,02		0,045		0,15	

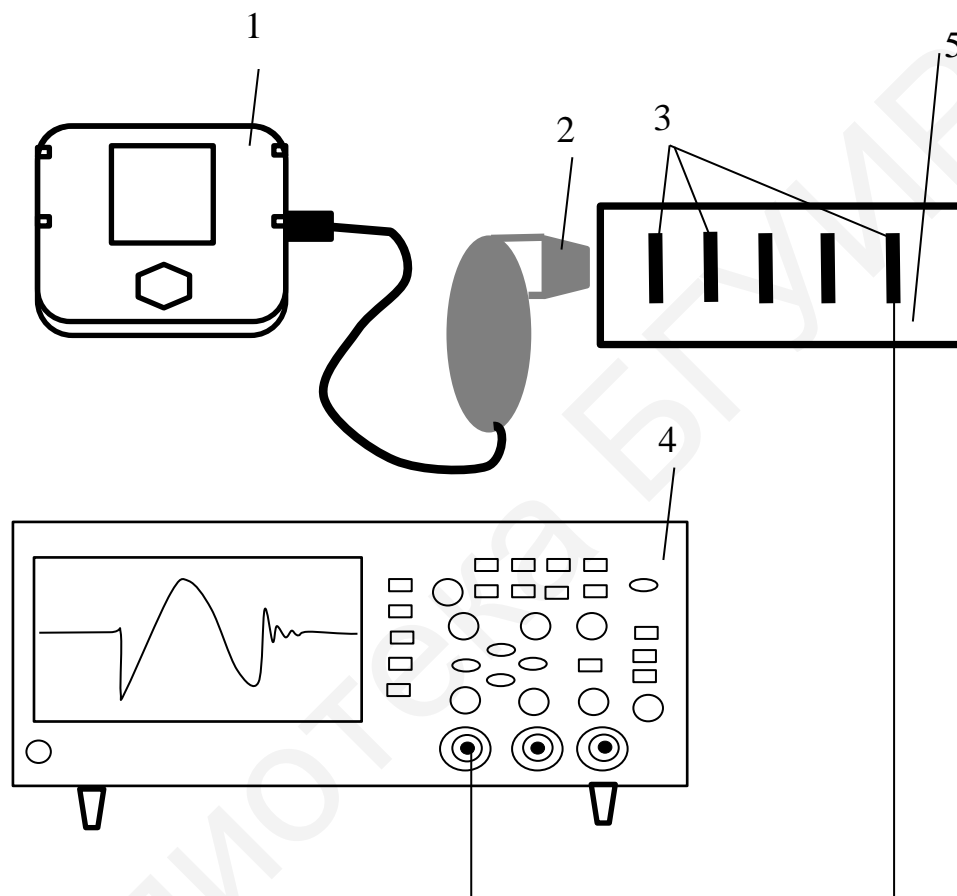
В качестве контактной среды между кожей и излучателем используется контактный гель средней и высокой вязкости, например: гель электродный, контактный (универсальный), контактный гель для УЗИ (для проведения ультразвуковой терапии, ультразвуковых исследований, доплерографии, а также фото- и лазерных процедур).

Распространение акустических волн в биологической ткани характеризуется, с одной стороны, поглощением и дисперсией акустической волны, с другой – их рассеиванием. Значение этих параметров, а также зависимость их от частоты, амплитуды, температуры играют важную роль при анализе характера и эффективности биологического действия ультразвука.

Порядок выполнения работы

1. Изучите принцип работы аппарата Sonopuls 190 и ознакомьтесь с приложенной к нему инструкцией по эксплуатации.

2. Соберите схему лабораторной установки согласно рисунку 1.4. Преподаватель выдает экспериментальный образец и проверяет правильность подключения схемы.



1 – аппарат УЗТ Sonopuls 190; 2 – излучатель; 3 – пьезодатчики;
4 – осциллограф

Рисунок 1.4 – Схема лабораторной установки

3. Включите аппарат УЗ-терапии.

4. Выберите параметры УЗ-воздействия (согласно заданию, полученному у преподавателя):

- режим работы;
- частота воздействия;
- эффективная площадь излучения;
- частота импульсов / скважность;
- интенсивность.

Все параметры выбираются при помощи сенсорной клавиатуры и отображаются на жидкокристаллическом дисплее.

5. Расположите излучатель так, чтобы он касался исследуемой среды. Между излучателем и поверхностью экспериментального образца поместите контактную среду (глицерин) для уменьшения потерь при распространении акустической волны.

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

6. Измерьте поглощение ультразвуковых волн в экспериментальном образце. Измерения звукового давления ультразвуковой волны начните с расстояния $x \geq 10$ мм от источника и проводите пошагово с интервалом 10 мм.

7. Полученные результаты представьте в виде сравнительной таблицы. Форму таблицы составьте самостоятельно. На основании данных, представленных в таблице, сделайте обобщающие выводы. Постройте графические зависимости логарифма напряжения на приемнике, пропорционального звуковому давлению ультразвуковой волны, от расстояния x между источником звуковой волны и ее приемником.

8. Вычислите значение коэффициента затухания α . Сравните полученные коэффициенты затухания в исследуемых моделях с коэффициентами затухания соответствующих им биологических тканей (см. таблицу 1.1).

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Краткие теоретические сведения.
3. Схема лабораторного макета.
4. Результаты измерений в виде таблиц и графиков.
5. Графики распространения интенсивности ультразвуковых волн в среде по мере удаления от источника.
6. Выводы.

Контрольные вопросы

1. Как происходит распределение температуры в биоткани при УЗ-воздействии?
2. Что такое кавитация?
3. Какие существуют методики измерения коэффициентов поглощения и затухания ультразвука?

4. Как зависит температура нагрева биологической ткани от плотности и времени воздействия?

5. Как распространяется ультразвук в различных средах?

Литература

1. Улащик, В. С. Ультразвуковая терапия / В. С. Улащик, А. А. Чиркин. – Минск : Беларусь, 1983.

2. Сперанский, А. П. Ультразвук и его лечебное применение / А. П. Сперанский, В. И. Рокитянский. – М. : Медицина, 1970.

3. Аппарат для ультразвуковой терапии Sonopuls 190 : паспорт аппарата. – 2018.

4. Применение ультразвука в медицине. Физические основы / под ред. К. Хилла ; пер. с англ. – М. : Мир, 1989.

Лабораторная работа №2

ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

Цель работы: изучение способов генерации сигналов электростимуляции; приобретение навыков работы с аппаратом электростимуляции.

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;
- флуктуирующие 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).

Импульсная электротерапия включает методы, при которых с лечебной целью применяют импульсные токи различной формы и частоты, подаваемые в непрерывном и импульсном режимах. Методы импульсной электротерапии широко применяются при заболеваниях различных органов и систем воспалительного, дистрофического и сосудистого генеза для обезболивания, повышения функциональной активности нервно-мышечного аппарата (электромиостимуляция), стимуляции крово-, лимфообращения и микроциркуляции.

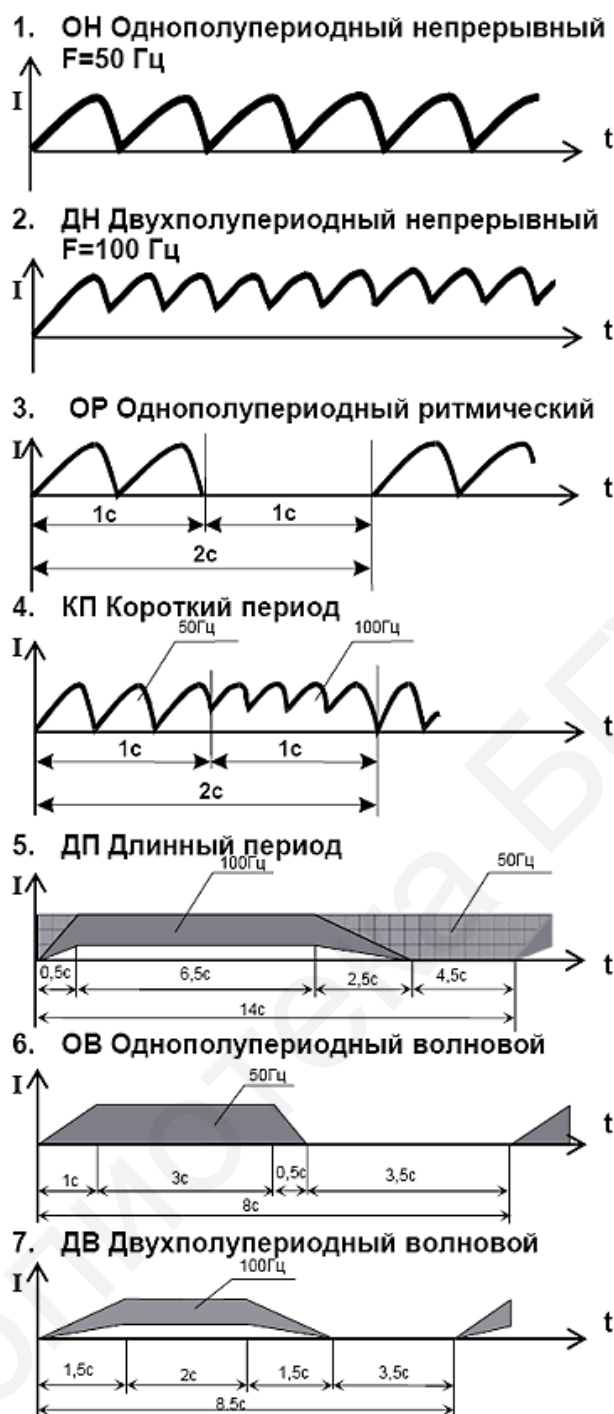
Из методов импульсной электротерапии физиотерапевтический аппарат РЕФТОН-01-РФТЛС позволяет использовать наиболее часто применяемые в физиотерапии методы диадинамотерапии (ДДТ) и терапии синусоидально модулированными токами (СМТ) или амплипульстерапии.

2.1.1 Диадинамотерапия

Диадинамотерапия (ДДТ) – электротерапевтический метод, основанный на использовании с лечебно-профилактическими и реабилитационными целями диадинамических (ДД) токов (токов Бернара). Они представляют собой токи полусинусоидальной формы с частотой 50 и 100 Гц и задним фронтом, спадающим по экспоненте. В лечебную практику введены французским врачом-стоматологом П. Бернаром (1929). ДД-токи оказывают на организм местное сложное рефлекторное действие, вызывая различные терапевтические эффекты: обезболивающий, мионейростимулирующий, вазоактивный, трофический и др. Аппарат РЕФТОН-01-РФТЛС генерирует основные виды ДД-токов (рисунок 2.1).

Однополупериодный непрерывный ток (ОН) – это ток полусинусоидальной формы частотой 50 Гц. При подаче этого тока пациенты ощущают крупную вибрацию под электродами. Ток обладает трофостимулирующим и миостимулирующим действием, он способен вызывать и анальгезию, но ввиду раздражающего действия для этих целей используется редко.

Двухполупериодный непрерывный ток (ДН) – полусинусоидальный ток частотой 100 Гц. Под электродами вызывает мелкую «разлитую» вибрацию. Обладает кратковременным анальгетическим действием, ганглиоблокирующим и вазоактивным эффектом. Ток ДН увеличивает электропроводность тканей и потенцирует действие других видов тока, поэтому его часто используют как вводный перед другими токами. Этот ток обладает наибольшей электрофоретической активностью. Недостатком этих двух основных токов является их непрерывный характер, монотонность, что приводит к привыканию и утомлению. Для уменьшения адаптации к ним предложены различные модуляции этих токов.



1 – однополупериодный непрерывный; 2 – двухполупериодный непрерывный; 3 – однополупериодный ритмический; 4 – ток, модулированный короткими периодами; 5 – ток, модулированный длинными периодами; 6 – однополупериодный волновой; 7 – двухполупериодный волновой
Рисунок 2.1 – Графическое изображение диадинамических токов, генерируемых аппаратом РЕФТОН-01-РФТЛС

Ток, модулированный короткими периодами (КП), представляет собой чередование двух основных токов (ОН и ДН) через 1 или 1,5 с. При его включении пациенты испытывают быстро чередующуюся мелкую и крупную вибрацию. Этот ток обладает хорошим болеутоляющим действием. Чередование токов с различной частотой обеспечивает усиление кровообращения, расширение сосудов, повышение температуры в зоне действия, ускорение обмена веществ. Этот ток оказывает противоотечное и рассасывающее действие.

ДП – ток, модулированный длинными периодами, представляет собой непрерывное чередование токов ОН и ДН, но продолжительность их подачи удлиняется. Длительность посылки двухполупериодного непрерывного тока составляет 9,5 с, при этом ток подается в виде волны: плавно нарастает (0,5 с), держится на максимуме (6,5 с) и плавно убывает (2,5 с), частично наслаиваясь на ток ОН, длительность которого равна 4,5 с. Под электродами ощущение сокращения мышц сменяется нежной вибрацией – обычно пациенты характеризуют это чувством «распираания» или ощущением «сползания электродов». Ток ДП обладает длительным анальгетическим, нейростимулирующим, вазоактивным и трофико-регенераторным действием.

Таким образом, рассмотренные четыре вида токов (ДН, ОН, КП, ДП) обладают обезболивающим, вазоактивным, рассасывающим, противоотечным и трофостимулирующим действием в различной степени выраженности. Следующие виды токов характеризуются выраженным нейромистимулирующим, вазоактивным и трофостимулирующим действием.

ОР – однополупериодный ритмический ток – это однополупериодный ток ОН, чередующийся с паузами равной длительности (1,5 + 1,5 с или 1 + 1 с). Под электродами пациенты испытывают быстро чередующееся сокращение и расслабление мышц.

Волновые токи ОВ (однополупериодный волновой) и ДВ (двухполупериодный волновой) имеют период до 12 с, представляют собой соответственно чередование основных токов ОН или ДН с паузой, причем посылка тока длительностью до 8 с осуществляется в виде волны (его амплитуда постепенно увеличивается и уменьшается). Импульсы токов вызывают тоническое сокращение мышц, сменяющееся их полным расслаблением. Токи ОВ обладают более выраженным стимулирующим действием на нервную и мышечную ткани.

2.1.2 Физиологическое и лечебное действие ДДТ

Наиболее характерными эффектами ДДТ являются анальгезирующий, вазоактивный, трофический и миостимулирующий. Анальгезирующий эффект реализуется несколькими путями:

- под влиянием токов развивается парабиотическое состояние в периферических нервных окончаниях, что изменяет их порог возбудимости;
- диадинамические токи уменьшают проводимость Аδ- и С-волокон, что тормозит поступление афферентной импульсации из болевого очага в центральную нервную систему;
- токи формируют новый доминантный очаг возбуждения в коре головного мозга, который частично подавляет болевую доминанту;
- ДД-токи улучшают микроциркуляцию, способствуют рассасыванию периневральных отеков, ликвидируют застойные явления;
- под действием этих токов в головном мозге повышается уровень эндорфинов, которые тормозят болевую импульсацию.

Сосудистое, вазоактивное влияние достигается вследствие следующих механизмов: диадинамические токи снимают спазм сосудов, ускоряют капиллярный кровоток, стимулируют раскрытие анастомозов, коллатеральное кровообращение и лимфоотток, увеличивают число функционирующих капилляров, улучшают венозный отток.

Трофическое действие токов объясняется активизацией обменных процессов в тканях, что увеличивает температуру в зоне воздействия и усвоение тканями кислорода, и более активным удалением токсических продуктов метаболизма. ДД-токи вызывают ритмическое сокращение миофибрилл и отдельных мышечных групп, что поддерживает сократительную способность гладкой и поперечно-полосатой мускулатуры и препятствует их атрофии (мионейростимулирующий эффект).

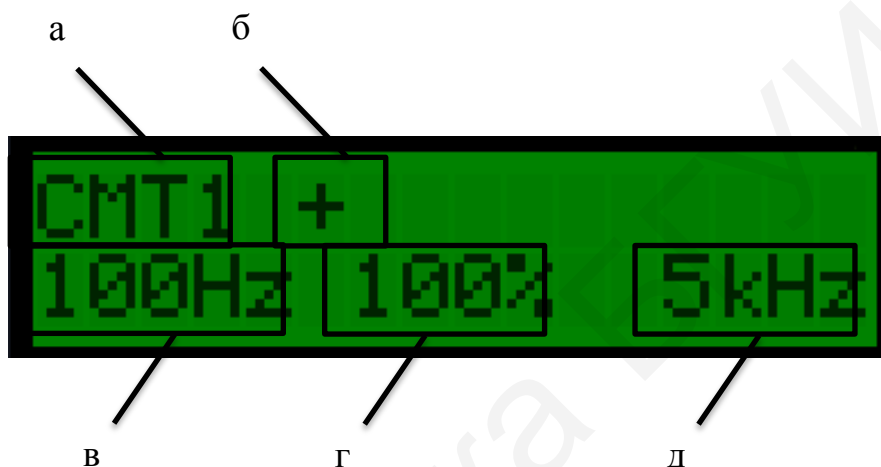
При работе на аппарате РЕФТОН-01-РФТЛС электроды на тело пациента должны накладываться после включения сетевого напряжения кнопкой «ВКЛ», выбора типа воздействия – ДДТ – кнопкой «ВЫБОР», выбора вида тока кнопками «▼ меньше» и «▲ больше». Кнопкой «+/-» осуществляют установку полярности тока. После нажатия кнопки «ПУСК» на экране дисплея аппарата появляется запрос на установку времени процедуры. Время процедуры устанавливается кнопками «▼ меньше» и «▲ больше», шаг – 30 с. Запуск процедуры осуществляется кнопкой «ПУСК». Затем производится плавное увеличение и регулировка силы тока кнопками «▼ меньше» и «▲ больше». Запуск отсчета времени процедуры происходит после первого нажатия кнопки «▲ больше», по истечении установленного времени подается звуковой сигнал об окончании процедуры. Снятие звукового сигнала и возврат в исходное меню осуществляется кнопкой «СТОП». Для принудительного окончания процедуры требуется:

плавно снизить силу тока до «0» кнопкой «▼ меньше», нажать кнопку «СТОП». Для экстренного окончания процедуры нажать кнопку «СТОП».

2.1.3 Амплипульстерапия

Амплипульстерапия – это применение для лечебных и профилактических целей синусоидальных модулированных токов (СМТ).

СМТ – это токи переменного направления с несущей частотой от 2 до 15 кГц (в аппарате РЕФТОН-01-РФТЛС), модулированные низкой частотой от 1 до 150 Гц и по амплитуде (рисунок 2.2).



а – тип сигнала воздействия; б – тип полярности; в – частота модуляции;
г – глубина модуляции; д – частота несущая

Рисунок 2.2 – Индикация параметров в аппарате РЕФТОН-01-РФТЛС

Вследствие относительно большой частоты этот ток не встречает значительного сопротивления кожи, свободно проходит в глубь тканей, не вызывая при этом ощутимого раздражения кожных рецепторов, поэтому под электродами нет ощущений жжения. Благодаря низкой частоте модуляции ток оказывает активное влияние на глубоко расположенные ткани.

В аппарате РЕФТОН-01-РФТЛС предусмотрена генерация пяти основных родов работы (РР):

1. СМТ 1 (I РР, постоянная модуляция (ПМ)) – это непрерывный синусоидальный ток с несущей частотой 5000 Гц (или другой – по выбору врача), который может модулироваться низкой фиксированной частотой (в диапазоне 1–150 Гц) и по амплитуде (глубина модуляции 0, 25, 50, 75, 100 и 125 %). Из всех родов работы он обладает наименьшим возбуждающим действием, которое возрастает с уменьшением частоты модуляции и увеличением ее глубины. Ток ПМ повышает электропроводность тканей, потенцирует действие других

СМТ, поэтому часто используется как вводный ток, оказывает кратковременный анальгетический эффект, обладает хорошей электрофоретической способностью.

2. СМТ 2 (II РР, посылка – пауза (ПП)) – это фактически I РР, который подается в прерывистом режиме. Длительность посылок тока и пауз устанавливается в соотношениях «1:1,5», «2:3», «4:6», «5:10», «10:50» с. Этот ток оказывает выраженное возбуждающее действие на нервно-мышечный аппарат и его используют для электростимуляции.

3. СМТ 3 (III РР, посылки – несущая частота (ПН)) – это чередование посылок I РР (ток, модулированный низкой частотой) с посылками немодулированного тока с частотой 5000 Гц (или другой – по выбору врача), то есть вместо паузы, как во II РР, идет ток несущей частоты. Он обладает длительным анальгетическим эффектом и у него менее выражено нейромиеостимулирующее действие; этот ток оказывает противоотечное, противовоспалительное и антиспастическое действие.

4. СМТ 4 (IV РР, перемежающиеся частоты (ПЧ)) – это ток, в котором чередуется синусоидальный ток, модулированный двумя низкими частотами: одна часть тока имеет постоянную частоту 150 Гц, вторая часть – ток с частотой от 1 до 100 Гц (по выбору врача), то есть подается I РР с различными частотами модуляции. Этот вид тока оказывает наибольший анальгетический эффект, который при уменьшении разности между выбранной частотой модуляции и частотой 150 Гц значительно возрастает. При увеличении этой разницы усиливается возбуждающее и трофическостимулирующее действие IV РР.

5. СМТ 5 (V РР, перемежающиеся частоты – пауза (ПЧП)) – это фактически сигнал IV РР, который подается с паузой. Нейромиеостимулирующее действие у него менее выражено, чем у II РР, но преобладает трофическое действие и мягкое возбуждающее действие по сравнению с IV РР.

Глубина модуляции (ГМ) – это изменение амплитуды колебаний между сериями импульсов по сравнению с амплитудой тока несущей частоты. Изменять глубину модуляции можно в пределах от 0 до 125 %. Нулевая модуляция – это немодулированные колебания исходного переменного тока несущей частоты. Глубина 25–50–75 % показывает уменьшение амплитуды между сериями на эту величину от первоначальной; 100 % ГМ – это уменьшение амплитуды до 0, 125 % – перемодуляция. С увеличением глубины модуляции заметно возрастает возбуждающее действие тока.

Амплитуда (сила) СМТ не превышает 50 мА.

2.2 Способы генерирования амплитудно-модулированных сигналов

2.2.1 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-кодированную;
- 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 2.3, может быть записано в виде

$$x = A_0 (1 + m \sin \Omega t) \sin (\omega t + j), \quad (2.1)$$

где A_0 и $\omega = 1/T$ – амплитуда и частота исходного колебания;

$\Omega = 1/\tau$ – частота модуляции;

m – глубина модуляции, которая 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 $\omega - \Omega$ (см. рисунок 2.3). 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 $m A_0 / 2$.

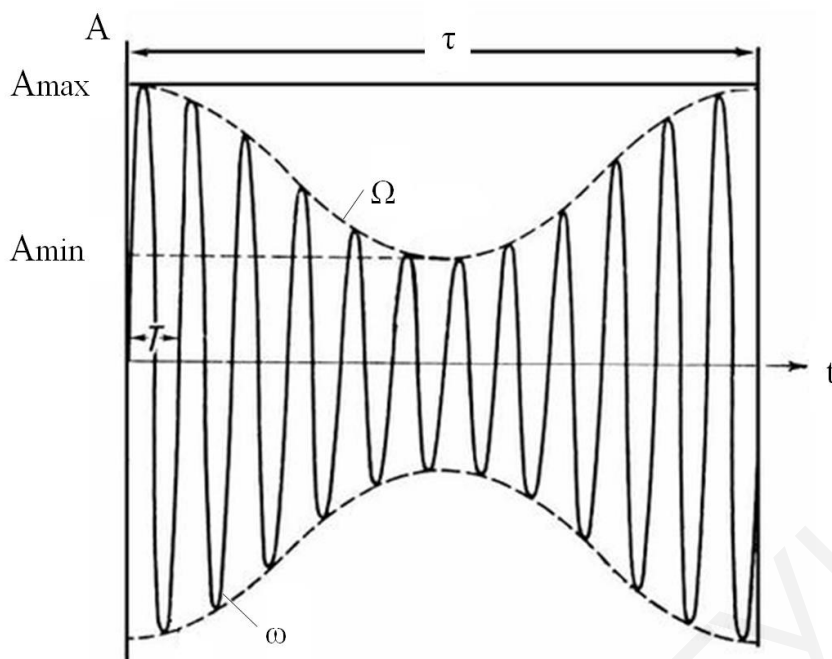
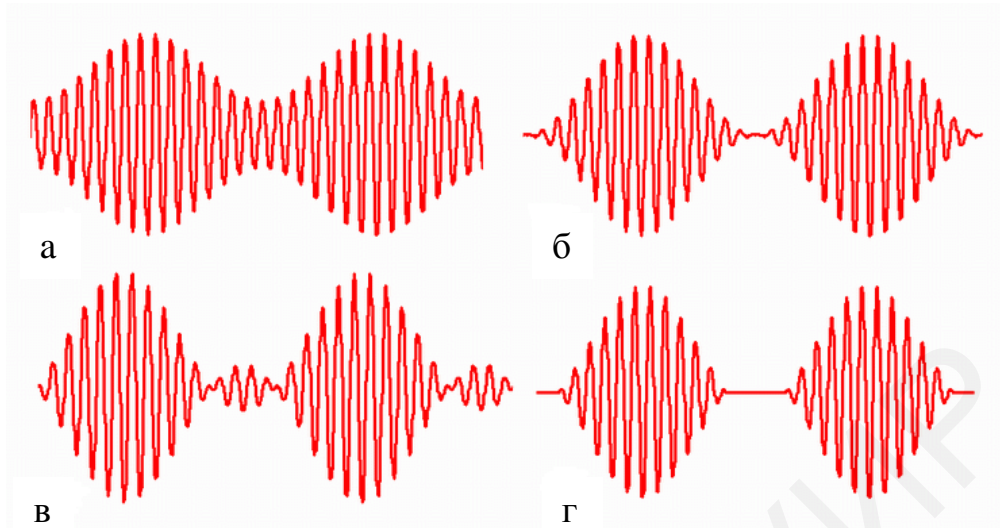


Рисунок 2.3 – Амплитудная модуляция сигнала

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 2.4, 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 2.4, б и является предельным, для которого огибающая модулированных колебаний еще совпадает по форме с модулирующим сигналом. Для $m > 1$ возможны два случая. На рисунке 2.4, г проиллюстрирована работа 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 2.4, 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 2.4, в, называются перемодулированными. Очевидно, если основной задачей является точная передача формы кривой, то перемодуляция недопустима.



$$a - m < 1, \quad б - m = 1, \quad в, г - m > 1$$

Рисунок 2.4 – Различные виды глубины модуляции m

2.2.2 AM-модуляторы

Для реализации амплитудной модуляции используют специальные схемы модуляторов. Одна из таких схем приведена на рисунке 2.5.

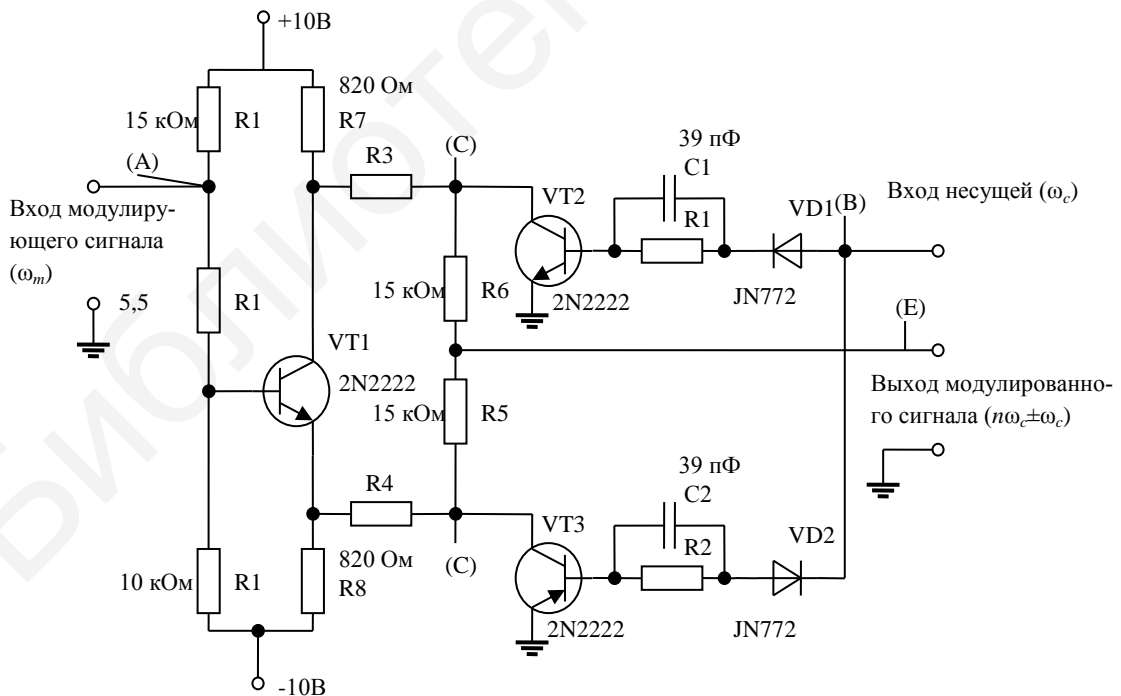


Рисунок 2.5 – Амплитудный модулятор сигнала

Представленный на рисунке 2.5 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 C и D) суммируются при помощи резисторов R5 и R6. Также в промышленности выпускаются 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 дает возможность генерировать множество различных сигналов с различными видами модуляции.

2.2.3 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: $L = T_1 \cdot fd = 96\,000$ элементов.

Формула расчета элементов массива для синусоидальных колебаний выглядит следующим образом:

$$X_i = \sin(i(2\pi f/fd)), \quad (2.2)$$

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 ЦАП будут $2^{(16-1)} - 1 = 32\,767$ (положительное) и минус 32 768 (отрицательное).

Максимальная амплитуда рассчитанного по формуле (2.2) синусоидального сигнала изменяется от минус 1 до 1. Следовательно, для того чтобы уро-

вень сигнала соответствовал выходному уровню ЦАП, необходимо увеличить амплитуду до максимального значения:

$$X: = X \cdot (2^{(16-1)} - 1), \quad (2.3)$$

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

Меню экспортирования данных вызывается щелчком 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:

$$K = (\text{MAX}_{\text{цап}} - 1) / X_{\text{max}}, \quad (2.4)$$

где $\text{MAX}_{\text{цап}}$ – максимально возможное число, преобразовываемое ЦАП;

X_{max} – абсолютное значение (модуль) максимального (минимального) элемента массива полученных данных. Значение каждого элемента массива умножается на полученный коэффициент и затем округляется.

Порядок выполнения работы

1. Изучите теоретические сведения.
2. Получите индивидуальное задание.
3. Соберите лабораторный макет по схеме (рисунок 2.6).
4. Измерьте параметры СМТ-сигнала в соответствии с индивидуальным заданием.
5. Напишите выражение для получения сигнала СМТ.
6. Оформите отчет.

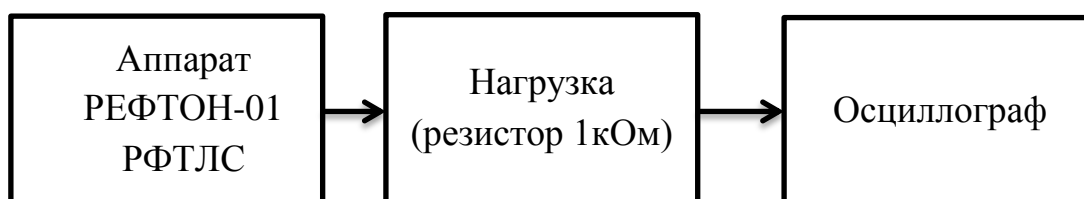


Рисунок 2.6 – Схема лабораторного макета

Контрольные вопросы

1. Что такое электростимуляция? Какие сигналы воздействия используются в электростимуляции?
2. Что такое диадинамотерапия? Чем отличаются токи ДДТ с физиологической точки зрения?
3. Что такое амплипульстерапия? Чем отличаются виды родов работы СМТ аппарата РЕФТОН-01-РФТЛС с физиологической точки зрения?
4. Что такое глубина модуляции?
5. Что такое модуляция колебаний?
6. Какие существуют способы генерирования амплитудно-модулированных сигналов?
7. Какие существуют виды модуляции?
8. Какие основные параметры СМТ-сигнала вы знаете? В чем особенность амплитудного модулятора сигнала, представленного на рисунке 2.4?

Индивидуальные задания

Напишите выражение для получения сигнала СМТ1 согласно варианту (таблица 2.1).

Таблица 2.1 – Индивидуальные задания

Вариант	Несущая частота, кГц	Частота модуляции, Гц	Глубина модуляции	Ток, мА
1	2	150	100	1
2	3	100	75	2
3	4	75	50	3
4	5	50	25	4
5	6	25	0	1
6	7	15	100	2
7	8	10	75	3
8	9	5	50	4
9	10	4	25	1
10	11	3	0	2
11	12	2	100	3
12	13	1	75	4
13	14	150	50	1
14	15	100	25	2
15	2	75	0	3

Продолжение таблицы 2.1

Вариант	Несущая частота, кГц	Частота модуляции, Гц	Глубина модуляции	Ток, мА
16	3	50	100	4
17	4	25	75	1
18	5	15	50	2
19	6	10	25	3
20	7	5	0	4
21	8	4	100	1
22	9	3	75	2
23	10	2	50	3
24	11	1	25	4
25	12	150	0	1
26	13	100	100	2
27	14	75	75	3
28	15	50	50	4
29	2	25	25	1
30	3	15	0	2

Литература

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

Лабораторная работа №3

ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ТРАНСКРАНИАЛЬНОЙ МАГНИТНОЙ СТИМУЛЯЦИИ

Цель работы: изучение механизмов лечебного воздействия магнитотерапии и транскраниальной магнитной стимуляции; изучение устройства и принципа работы стимулятора Нейро-МС/Д.

Теоретические сведения

3.1 Механизмы лечебного действия магнитных полей и их физиотерапевтический потенциал

О влиянии магнитных полей на организм человека известно уже более 2 тыс. лет. О лечебных свойствах магнита упоминали еще до нашей эры Аристотель и Плиний Старший, а после XVI века – немецкий врач Парацельс и английский естествоиспытатель У. Гильберт. Однако, несмотря на давнюю известность положительного лечебного действия МП, реальное научное обоснование для применения их в медицине появилось лишь в последние годы. Созданные к настоящему времени различные магнитотерапевтические аппараты местного и общего воздействия широко используются в практике здравоохранения. Однако дальнейшее расширение применения МП в медицине сдерживается отсутствием единой общепринятой теории их влияния на организм пациентов, что затрудняет разработку четко определенного перечня показаний для практического применения, выбор вида магнитного поля при различных патологических состояниях, подбор индивидуальных доз воздействия. В связи с этим основными задачами в деятельности научного содружества инженеров и врачей еще долгое время будут изучение и выбор оптимальных режимов магнитных воздействий, поиск путей максимальной индивидуализации лечебных программ.

Комплексная электромагнитотерапия относится к числу таких научных направлений, для которых характерно постоянное «ежедневное» обновление. Появление новых сведений о механизме действия электромагнитного поля на живой организм, описания оригинальных принципов построения новых аппаратов и лечебных методик, сообщения об эффективном лечении тяжелых заболеваний стимулируют развитие теоретических основ и практической значимости электромагнитотерапии.

Поскольку организм человека состоит из тесно взаимодействующих функциональных систем, деятельность которых регулируется центральной нервной системой, то можно получить картину целостного организма, например, формирование адаптационных реакций и активации, не только воздействием переменным МП на тело пациента, но и на голову, что будет даже быстрее и эффективнее.

Патологически измененные клетки, ткани и органы, как и весь организм в целом, очень чувствительны к МП. Следовательно, чтобы добиться лечебного действия МП, необходимо использовать его специфическое действие, которое может проявляться только при малых интенсивностях. По мере увеличения интенсивности специфическая реакция затушевывается неспецифическими (тепловыми, стрессовыми) эффектами. Поэтому общеметодическими принципами магнитотерапии являются: небольшая напряженность МП, умеренная экспозиция и ограниченная поверхность воздействия.

Большое разнообразие параметров физического воздействия легло в основу создания современных физиотерапевтических приборов, основанных на использовании электромагнитных полей, среди которых приборы для низкочастотного импульсного воздействия занимают особое место. Данный вид воздействия значительно снижает энергетическую нагрузку на пациента при сохранении выраженности физиологических эффектов за счет генетически обусловленного реагирования организма на ритмические воздействия. Создание специализированных индукторов обеспечивает проникновение импульсных магнитных полей в ткани практически на любую глубину, что обретает исключительное значение для практического применения магнитотерапии.

Импульсное магнитное поле формируется с помощью индукции при питании их импульсным током заданной формы. В лечебной практике применяются различные формы магнитных импульсов как моно-, так и биполярные. Кроме того, импульсы характеризуются длительностью, частотой (по периодам повторения) или скважностью. Импульсное магнитное поле обладает широким частотным спектром и отличается большей биологической активностью по сравнению с пульсирующим, постоянным и переменным магнитными полями. Ритмичный характер процессов в органах и тканях и импульсная терапия соизвучны, поэтому импульсные воздействия легче «усваиваются» организмом.

В настоящее время накоплен убедительный фактический материал о положительном лечебном действии МП на организм человека при различных патологических состояниях. Более 30 лет назад была показана возможность применения переменного низкочастотного магнитного поля в лечении больных ишемической болезнью сердца со стенокардией.

Магнитопунктура доказала свою эффективность при лечении ишемической болезни сердца и гипертонической болезни. Многими исследователями выявлен гипотонический эффект МП у пациентов с артериальной гипертензией. Применение низкочастотного магнитного поля стали применять в лечении пациентов с атеросклеротической энцефалопатией. Предполагается, что неспецифические положительные клинические эффекты магнитных полей прежде всего обусловлены оптимизацией микроциркуляции. Доказана целесообразность сочетанной трансцеребральной магнитной и электроимпульсной терапии на состояние мозговой и центральной гемодинамики у пациентов с мозговым инсультом в раннем периоде реабилитации. Исследования С. Г. Абрамовича с соавторами показали возможность применения магнитного поля у пожилых пациентов с сочетанной сердечно-сосудистой патологией. Установлено изменение состояния иммунной системы пациентов с ишемическим инсультом при транскраниальных электромагнитных стимуляциях.

Исследования Р. Ф. Гимранова с соавторами выявили возможность применения транскраниального магнитного воздействия на кратковременную и долговременную память у здоровых испытуемых и больных паркинсонизмом. Выявлено, что импульсная магнитная терапия эффективно применяется в комплексном лечении больных трофическими язвами венозного генеза. Более того, В. А. Порханов с соавторами доказали (правда в условиях *in vitro*) терапевтическое влияние вихревого магнитного поля на клетки рака легкого.

В медицине также применяются обезболивающее, противовоспалительное, седативное, улучшающие регенерацию свойства магнитных полей, а также их симпатолитическое действие на вегетативную нервную систему и благотворное влияние на микроциркуляцию, эндокринную и иммунную системы.

Переменное магнитное поле оказывает гипотензивный эффект, который в части работ объясняется только их рефлекторным симпатолитическим действием. В силу этого авторы данных работ рекомендуют применять переменное магнитное поле только при I–IIa стадиях гипертонической болезни с гиперкинетическим типом гемодинамики. Переменное магнитное поле вызывало исчезновение избыточной перфузии церебральных сосудов с умеренно выраженным снижением их тонуса; урежение пульса, снижение систолического индекса; снижение периферического сосудистого сопротивления и минутного объема крови.

Примечательно, что магнитные поля можно применять для повышения работоспособности и спортивной выносливости у спортсменов. А исследованиями А. С. Согикян доказано, что нейротропная магнитотерапия может применяться для повышения функциональных резервов организма студентов.

Первая попытка повлиять на работу мозга при помощи магнитных волн была предпринята в начале прошлого века. Но тогда не было возможности получить сильные магнитные поля, и поэтому эксперименты ограничивались довольно слабой стимуляцией нервных клеток сетчатки глаза. Магнитостимуляция у человека впервые была выполнена в 1896 году, испытуемые при стимуляции затылочной области отмечали зрительные вспышки – фосфены. В 1985 году группа ученых Шеффилдского университета во главе с А. Т. Баркером создали магнитный стимулятор, способный возбуждать моторную кору головного мозга человека через кости черепа, этот метод получил название транскраниальной магнитной стимуляции. Многие свойства ТМС еще до конца не изучены и ученые-медики считают, что магнитная терапия таит в себе мощные потенциальные возможности для лечения нервных заболеваний.

Вместе с тем одной из перспективных методик этого профиля являются трансцеребральные воздействия электромагнитными полями, которые оказывают выраженное системное воздействие на центральные нервные структуры, активизируя их участие в регуляции метаболических реакций.

В основе лечебного действия физических факторов при трансцеребральных методиках применения лежит непосредственное воздействие энергии используемого фактора на структуры головного мозга (кора, таламус, гипоталамус, ретикулярная формация), вегетативные ганглии, железы внутренней секреции (щитовидная железа, надпочечники), структуры ионного обеспечения, ионного транспорта и др., а также мобилизация неспецифических механизмов адаптации организма к воздействию различными факторами среды. Такие воздействия стимулируют возникновение комплекса функциональных и структурных адаптивных изменений в этих образованиях, вызывают седативный эффект, нормализацию вегетативного обеспечения сердечно-сосудистой системы со снижением адренергических влияний, восстановлением адекватного соотношения параметров центральной и периферической гемодинамики, снижением нагрузки на сердце и потребности миокарда в кислороде, происходит экономизация функционирования сердечно-сосудистой системы, улучшение микроциркуляции и нормализация АД.

Принцип действия ТМС заключается в том, что электрический поток, проходящий по замкнутому контуру, рождает магнитное поле. В отличие от электричества, магнитное поле проникает через кору головного мозга абсолютно безболезненно. Это магнитное поле, проходя через мозг, индуцирует в свою очередь электрический ток, перпендикулярный магнитному полю и параллельный катушке. Именно этот электрический ток стимулирует нервные клетки мозга.

Воздействие импульсного низкочастотного магнитного поля на опорно-двигательный аппарат является клинически эффективным, что подтверждено многолетним опытом использования магнитотерапевтических аппаратов. Накопленный опыт применения магнитотерапии в лечении дегенеративных и воспалительных заболеваний опорно-двигательного аппарата, травматических повреждений, а также в реабилитационный период, свидетельствует о целом ряде клинических эффектов, положительно влияющих на динамику выздоровления, прогнозе и отдаленных последствиях заболеваний.

Доказано, что импульсное низкочастотное магнитное поле снижает выраженность боли. Данный тип воздействия доказал свою эффективность при переломах, спортивных травмах (ушибы, повреждения связочного аппарата, в том числе с выраженными отеками), периоститах, тендинозах, артрозо-артритах, хондропатиях и т. д.

Физиологическое действие импульсных низкочастотных магнитных полей с индукцией токов низкой частоты в тканях на значительной глубине выявило ряд эффектов потенциально значимых для применения данного метода в ортопедической практике.

Мультицентрические исследования выявили магнитобиологические эффекты импульсной низкочастотной магнитотерапии, ответственные за стимуляцию пролиферативных процессов в клеточных и волокнистых элементах костной ткани. В частности, в экспериментах *in vitro*, в магнитном поле обнаружена пролиферация лимфоцитов, остеобластов и хондроцитов, а также биосинтез в костной ткани целого ряда факторов роста: β -трансформирующего фактора роста, инсулиноподобного фактора роста. Исследования *in vivo* на мышцах продемонстрировали ускорение формирования костной мозоли при переломах, а также направленный поток ионов Ca^{2+} в кость при данном типе воздействия.

В ходе практического применения импульсного низкочастотного магнитного поля в отношении сердечно-сосудистой системы продемонстрирован ваготонический эффект, после проведения процедур с использованием магнитронов, магнитных камер, магнитных матрасов в большинстве случаев отмечается снижение артериального давления. Данный физиологический эффект импульсного низкочастотного магнитного поля важен для применения у категории лиц, с артериальной гипертензией, стенокардией напряжения и метеочувствительных людей. При практическом применении импульсной низкочастотной магнитотерапии повышается тонус стенок сосудов, происходят изменения упруго-эластических свойств и биоэлектрического сопротивления стенок кровеносных сосудов. Магнитное поле оказывает воздействие на развитие изменений в мик-

роциркуляторном русле различных тканей. Во время и по окончании курса магнитотерапии происходит ускорение капиллярного кровотока, улучшение сократительной способности сосудистой стенки и увеличение кровенаполнения в тканях. Увеличивается просвет функционирующих компонентов микроциркуляторного русла, возникают условия, способствующие раскрытию капилляров, анастомозов и шунтов.

Клиническая эффективность импульсной низкочастотной магнитотерапии доказана при лечении полиангиопатии и полинейропатии диабетического генеза, а также синдрома диабетической стопы. В ходе исследований было продемонстрировано улучшение трофических процессов в тканях за счет увеличения кровотока (данные ультразвуковой доплерографии на *a. tibialis posterior* и *a. dorsalis pedis*), температурной чувствительности стопы и скорости проведения нервного импульса.

Доказана перспектива применения транскраниального магнитного воздействия при лечении глаукомы, метаболического синдрома. Анализ изменений параметров мозговой гемодинамики (РЭГ, линейной скорости кровотока) показал, что сосудистый фактор может быть одним из важных участников ответных церебральных реакций на транскраниальное магнитное воздействие.

Таким образом, воздействия магнитными полями обладают многообразными магнитобиологическими проявлениями организма человека. Доказанными и имеющими наибольшее значение для клиники являются седативное, гипотензивное, противовоспалительное, противоотечное, обезболивающее и трофическое действия. При воздействии на крупные сосуды магнитотерапия оказывает дезагрегационный и гипокоагуляционный эффекты, улучшает микроциркуляцию и регионарное кровообращение, благоприятно влияет на иммунореактивные и нейровегетативные процессы, а также на обмен веществ в организме.

3.2 Патогенетическое обоснование применения транскраниального магнитного воздействия

Восстановительная медицина как относительно молодая научная специальность находится на начальном этапе формирования своего методологического потенциала и в ряде случаев не имеет готового и корректного ответа на ряд вопросов, которые естественны для классической медицины, а точнее для врачей, образование которых построено на аналитическом принципе, один из них – лечение должно быть патогенетически оправдано. Поэтому, на первый взгляд, некоторые особенности лечебных факторов из арсенала восстанови-

тельной медицины вызывают как минимум скептическое к ним отношение. На самом деле, почему, например, одна и та же минеральная вода эффективно применяется при лечении сахарного диабета и язвенной болезни, патогенетические корни которых принципиально различны. Или, почему минеральные воды с принципиально разным физико-химическим составом применяются при лечении одного и того же заболевания. Эти «несуразности» имеют отношение и к магнитотерапии, о чем убедительно свидетельствуют представленные выше данные об исследованиях в этой области.

Системный анализ этих фактов позволяет сделать предположение о том, что многие природные и физиотерапевтические факторы могут оказывать свое лечебное воздействие каким-то неспецифическим образом за счет активизации гипотетических саногенетических процессов, возможно, путем актуализации регуляторных реакций и резервных возможностей организма человека. Этот подход начинает находить свое подтверждение в многочисленных работах, посвященных изучению физиологических и лечебно-профилактических эффектов питьевых минеральных вод. В этих работах основное внимание уделяется общепатологическим аспектам развития и формирования заболеваний и, в частности, роли гормональной регуляции обмена углеводов и липидов, нарушение которой создает неблагоприятный энергетический фон, блокирующий нормальное течение саногенетических реакций. Восстановление под влиянием внутреннего приема минеральных вод инсулинрецепторного взаимодействия в значительной степени оптимизирует энергостаз, что и становится основой для процессов самовосстановления. Особо также следует отметить, что одним из ключевых механизмов влияния питьевых минеральных вод является реализация их стресс-иницирующего потенциала с последующим запуском адаптивных реакций. Важность этого феномена блестяще подтверждена фундаментальными исследованиями Н. Д. Полушиной, которая доказала прямую связь стрессорного потенциала минеральной воды с реабилитацией ее лечебного и первично-профилактического действия.

Не исключено, что нечто подобное может быть характерно и для физиотерапевтических факторов, в частности для магнитотерапии, в том числе и для транскраниального магнитного воздействия. Ранее в нашем аналитическом обзоре мы обращали внимание на полимодальный характер ответных реакций организма на воздействие магнитным полем. Не вызывает сомнений и то, что этот физический фактор активизирует многие функциональные системы организма и, видимо, поэтому эффективно применяется при лечении различных заболеваний. Однако следует отметить, что до настоящего времени не проводилось ис-

следований системного характера в отношении реализации лечебного потенциала транскраниальных магнитных воздействий.

В связи с этим представляет определенный научный и практический интерес выбор наиболее значимых патологических процессов в качестве объекта исследования при транскраниальном магнитном воздействии. При этом, на наш взгляд, принципиально важно сделать акцент на функциональных системах, изменение состояния которых характерно для многих неинфекционных соматических заболеваний.

Элементарный анализ проблем общей патологической физиологии позволяет выделить следующие системы, которые могут представлять интерес для настоящего исследования: боль, гемодинамические и микроциркуляторные нарушения, гормональная регуляция обмена углеводов и липидов. Выбор этих «реперных» систем оправдан по многим причинам: артериальная гипертензия – один из основных предикторов смертности, болевой синдром характерен практически для всех заболеваний; нарушение микроциркуляции – основа формирования частных (типических) патологических проявлений того или иного заболевания; нарушение обмена углеводов и липидов в виде метаболического синдрома чаще всего предшествует развитию заболеваний сердечно-сосудистой системы и сахарного диабета второго типа.

3.3 Устройство и работа стимулятора Нейро-МС/Д

На рисунке 3.1 представлена структурная схема блоков, входящих в состав стимулятора. Структурная схема основного блока магнитного стимулятора состоит из схемы управления, конденсатора, схемы заряда конденсатора, предназначенной для заряда конденсатора до напряжения, заданного схемой управления, и высоковольтного ключа.

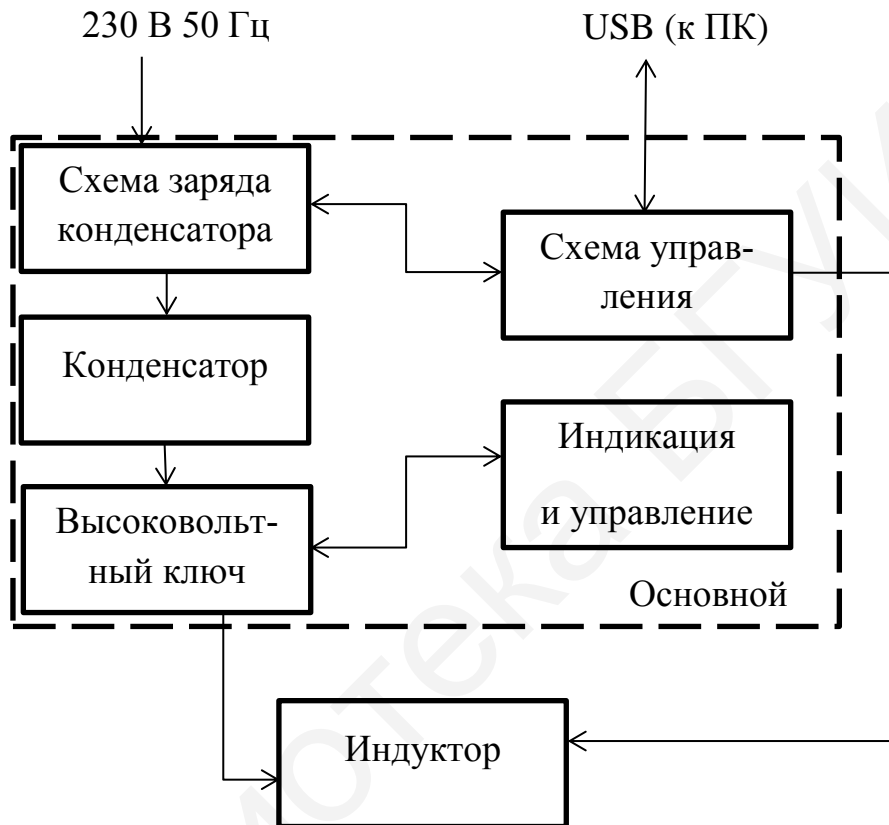


Рисунок 3.1 – Структурная схема основного блока магнитного стимулятора

Принцип действия стимулятора основан на разряде конденсатора высокого напряжения (1,5 кВ) и большой силе тока (8 кА) на стимуляционной катушке из медного провода (так называемый «индуктор», или «койл») в момент замыкания высоковольтного ключа. В этот момент в индукторе возникает импульсное магнитное поле, которое индуцирует в близко расположенных тканях тела пациента ток, вызывающий нервный импульс, как при обычной электростимуляции.

Максимально достижимая интенсивность магнитного поля зависит от частоты стимуляции и уменьшается с ее увеличением. Эта зависимость обусловлена ограниченной способностью схемы заряда конденсатора зарядить конден-

сатор до требуемого напряжения в паузу между стимулами. При задании амплитуды стимула большей, чем может обеспечить стимулятор на данной частоте стимуляции, первый стимул трейна (серии стимулов) будет выдан с заданной амплитудой; амплитуды последующих стимулов будут уменьшаться до максимально достижимой на данной частоте.

Протекание тока через катушку индуктора вызывает ее нагрев. Чем выше мощность стимула и частота стимуляции, тем быстрее происходит нагрев рабочей поверхности индуктора, которая при непосредственном контакте с пациентом может вызвать гиперемию или ожог. Для контроля температуры индукторы оснащены температурными сенсорами, показания которых контролирует система управления стимулятора. При нагреве индуктора до температуры $41\text{ }^{\circ}\text{C}$ стимуляция останавливается и стимулятор оповещает пользователя об этом.

Магнитный стимулятор генерирует следующие формы стимула:

1. Монофазный стимул (с блоком расширения (нет в данной комплектации)) – стимул, при котором ток в катушке индуктора протекает в одном направлении, нарастая по синусоидальному закону и спадая по экспоненте (рисунок 3.2).

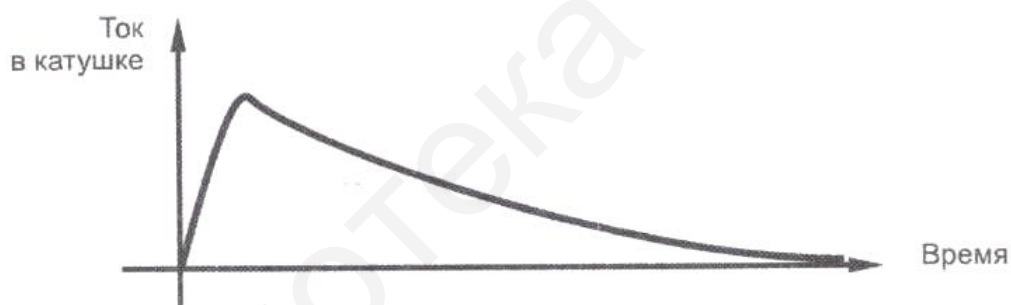


Рисунок 3.2 – Монофазный стимул

2. Бифазный стимул – стимул, при котором форма тока в катушке индуктора характеризуется одним периодом затухающей синусоиды (рисунок 3.3).

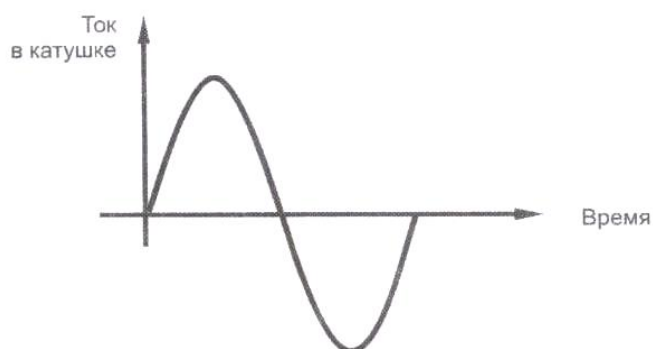


Рисунок 3.3 – Бифазный стимул

3. Бифазный burst-стимул (только при управлении стимулятором по USB) – бифазная стимуляция, в которой вместо одиночного импульса выдается серия бифазных стимулов с высокой частотой (до 100 Гц) и убывающей амплитудой (рисунок 3.4). Для этого стимула задается амплитуда первого импульса, после выдачи которого остаточный заряд конденсатора используется для генерации следующего стимула.

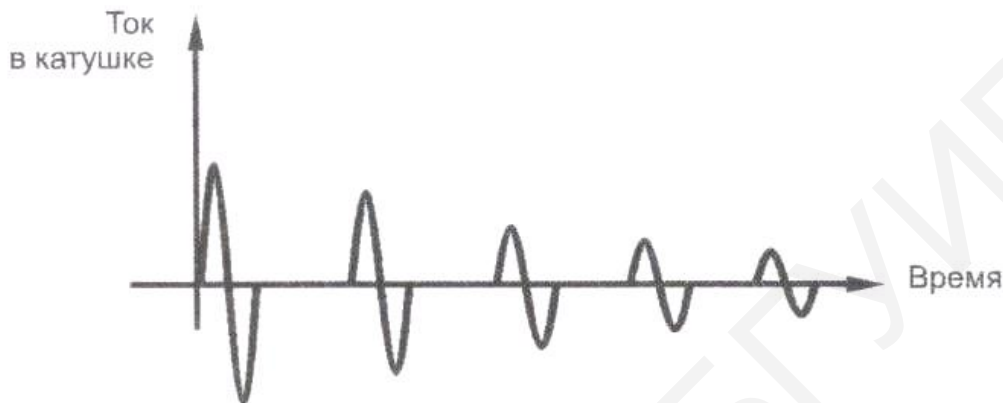


Рисунок 3.4 – Бифазный burst стимул

4. Парный монофазный стимул (с блоком расширения) – два стимула с заданным межстимульным интервалом и амплитудой, задаваемой независимо для каждого стимула (рисунок 3.5).

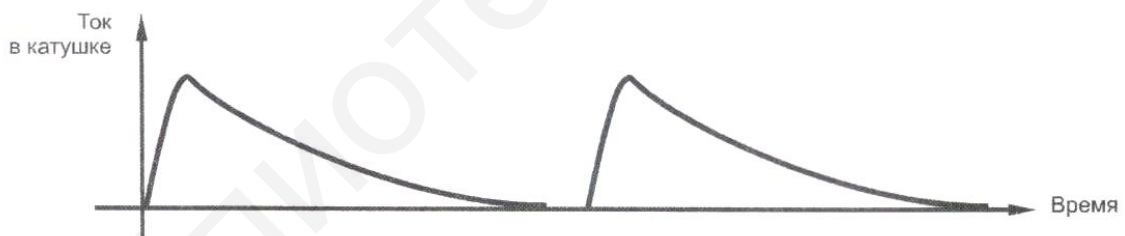


Рисунок 3.5 – Парный монофазный стимул

Стимулятор может работать в нескольких режимах:

1. В автономном режиме:

- в режиме выдачи одиночных стимулов заданной амплитуды;
- в режиме ритмической стимуляции – режим стимуляции в течение заданного интервала времени (сессии) с определенной продолжительностью и частотой стимулов в трейне и с заданной паузой между трейнами.

2. Под управлением электронейромиографического оборудования производства ООО «Нейрософт». При этом электронный блок стимулятора соединяется с разъемом USB персонального компьютера с помощью съемного интерфейсного кабеля, входящего в комплект поставки.

3. Под управлением электронейромиографов сторонних производителей через разъем синхронизации.

4. Под управлением специализированного программного обеспечения «Нейро-МС.NET», позволяющего проводить терапевтические лечебные процедуры. При этом электронный блок стимулятора соединяется с разъемом USB персонального компьютера с помощью съемного интерфейсного кабеля, входящего в комплект поставки.

Органы управления, разъемы и индикаторы основного блока стимулятора представлены на рисунке 3.6.

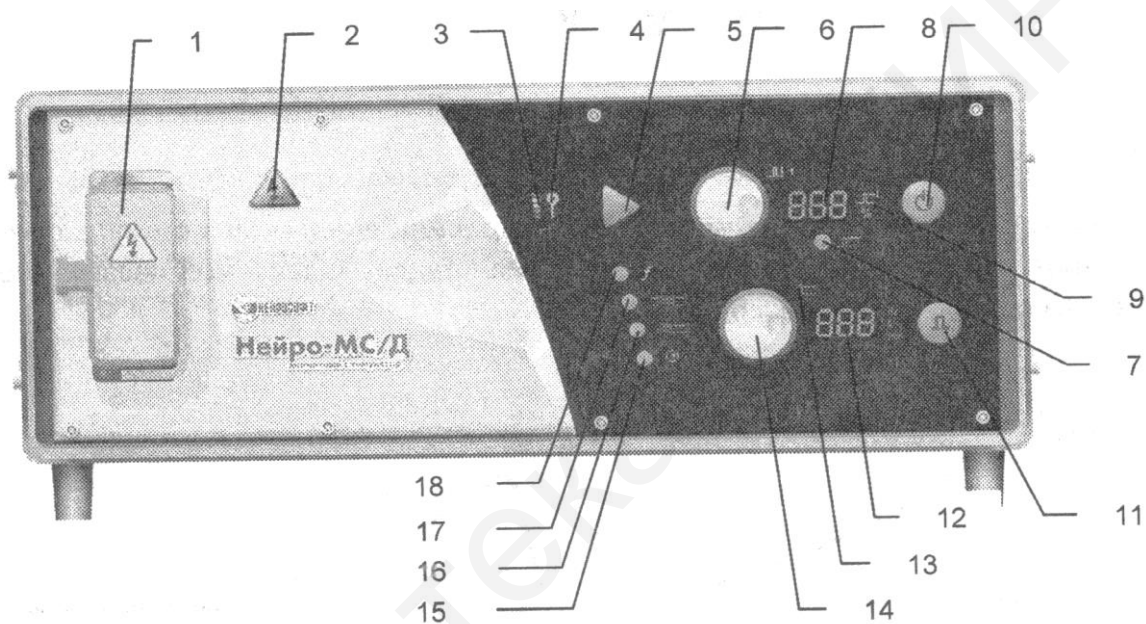


Рисунок 3.6 – Передняя панель основного блока стимулятора.

На передней панели основного блока стимулятора расположены (см. рисунок 3.6):

1. Высоковольтный разъем «Разъем индуктора» для подключения индуктора.

2. Кнопка «Смена индуктора», совмещенная с индикатором «Высокое напряжение».

Индикатор «Высокое напряжение» светится желтым цветом, когда стимулятор включен и внутри него присутствует высокое напряжение (1500 В). Так как в момент стимула высокое напряжение подается на «Разъем индуктора», отсоединять индуктор опасно для жизни. Для замены индуктора нажмите кнопку «Смена индуктора», которая отключает внутренний высоковольтный блок питания и мгновенно разряжает высоковольтный конденсатор до безопасного напряжения, после чего индикатор «Высокое

напряжение» гаснет. Повторное нажатие кнопки включает высоковольтный блок питания, и начинается заряд конденсатора до заданного напряжения; индикатор «Высокое напряжение» подсвечивается желтым. Если нажать кнопку «Смена индуктора» во время ритмической стимуляции, то стимулятор остановит стимуляцию. После замены индуктора повторное нажатие возобновит стимуляцию с места остановки. Данная функция используется для замены «перегретшегося» индуктора на «холодный» для продолжения ритмической стимуляции.

3. Индикатор «Температура индуктора».

Этот индикатор представляет собой пятисегментную трехцветную температурную шкалу, сегменты которой последовательно загораются при достижении температуры:

- первый зеленый сегмент – при температуре индуктора менее 30 °С;
- второй зеленый сегмент – при температуре индуктора от 30 до 34 °С;
- первый желтый сегмент – при температуре индуктора от 34 до 38 °С;
- второй желтый сегмент – при температуре индуктора от 38 до 41 °С;
- красный сегмент – при температуре индуктора больше 41 °С; при этом блокируются кнопка «Пуск» и команды на выдачу стимула от всех внешних устройств.

4. Индикатор «Индуктор».

Этот индикатор светится зеленым цветом, когда индуктор подключен и готов к работе. При перегреве индикатор начинает мигать красным цветом.

5. Кнопка «Пуск», совмещенная с индикатором «Готов».

Индикатор «Готов» светится зеленым цветом, когда стимулятор готов выдать стимул с заданной амплитудой. Одиночное нажатие кнопки «Пуск» запускает одиночную или ритмическую стимуляцию в зависимости от текущего режима работы. Для остановки ритмической стимуляции необходимо повторно нажать кнопку «Пуск». Эта кнопка дублируется кнопкой «Пуск» на индукторе.

6. Регулятор «Амплитуда».

Этот регулятор позволяет увеличивать/уменьшать текущее значение амплитуды путем вращения ручки по/против часовой стрелки соответственно.

7. Кнопка «Фиксация ПМО».

Эта кнопка предназначена для фиксации амплитуды порога моторного ответа (ПМО). В неактивном режиме кнопка не подсвечивается. При нажатии кнопки текущее значение амплитуды принимается за 100 %, что отображается на индикаторе «Амплитуда», кнопка и индикатор «ПМО» подсвечиваются зеленым цветом.

8. Индикатор «Амплитуда» в зависимости от состояния стимулятора отображает:

– амплитуду стимула в процентах от максимального значения или от ПМО. При выключении стимулятора текущая амплитуда запоминается и при повторном включении устанавливается равной той, что была в момент отключения. Увеличение/уменьшение амплитуды выполняется регулятором «Амплитуда»;

- информацию о наличии неисправности;
- информацию о перегреве.

9. Пиктограмма «ПМО».

Пиктограмма «ПМО» предназначена для индикации режима фиксации амплитуды ПМО. В активном режиме светится зеленым цветом.

10. Кнопка «Вкл/Выкл».

Кнопка «Вкл/Выкл» переключает рабочее состояние стимулятора. При подаче сетевого напряжения стимулятор переходит в дежурный режим, что индицируется свечением желтым цветом индикатора состояния питания. Нажатие кнопки «Вкл/Выкл», когда стимулятор находится в дежурном режиме, переводит стимулятор в рабочее состояние. Это индицируется свечением зеленого цвета индикатора сетевого питания, при этом все индикаторы загораются на 3 с. По окончании 3 с стимулятор переходит в режим одиночной стимуляции. По окончании работы стимулятор может быть переведен в дежурный режим нажатием кнопки «Вкл/Выкл».

11. Кнопка «Одиночный».

После включения питания стимулятор находится в режиме одиночной стимуляции, при этом кнопка «Одиночный» и пиктограмма «Задержка» подсвечиваются зеленым цветом. В этом режиме индикатор «Параметры стимуляции» отображает текущую задержку на начало процесса заряда стимулятора после стимула. Для увеличения/уменьшения задержки используется регулятор «Параметры стимуляции». Нажатие кнопки «Пуск» в этом режиме запускает одиночную стимуляцию; после выдачи стимула повторный запуск стимула блокируется на время, равное величине задержки на включение заряда конденсатора. Нажатие кнопки «Одиночный» переводит стимулятор в режим задания частоты ритмической стимуляции, при этом кнопка «Одиночный» гаснет, а кнопка и пиктограмма «Частота» подсвечиваются зеленым цветом. Повторное нажатие кнопки «Одиночный» вновь переводит стимулятор в режим одиночной стимуляции.

12. Индикатор «Параметры стимуляции» в зависимости от режима работы стимулятора отображает:

- в режиме одиночной стимуляции – задержку на включение заряда стимулятора;
- в режиме задания частоты стимуляции в трейне – частоту стимуляции;
- в режиме задания длительности трейна – длительность трейна;
- в режиме задания паузы между трейнами – длительность паузы;
- в режиме задания длительности сессии – длительность сессии;
- в режиме индикации ошибок – код ошибки;
- в режиме перегрева стимулятора – информацию о перегрете компонента. Параметры можно изменять с помощью регулятора 14 «Параметры стимуляции».

13. Пиктограмма «Задержка».

Пиктограмма подсвечивается зеленым цветом в режиме одиночной стимуляции и индицирует, что индикатор «Параметры стимуляции» отображает задержку на включение заряда стимулятора, а регулятор «Параметры стимуляции» используется для изменения этой задержки.

14. Регулятор «Параметры стимуляции» служит для задания параметров стимуляции. Выбор задаваемого параметра осуществляется нажатием соответствующей кнопки («Одиночный», «Частота», «Трейн», «Пауза», «Сессия») и позволяет задать:

- в режиме одиночной стимуляции – задержку на включение заряда стимулятора;
- в режиме задания частоты стимуляции в трейне – частоту стимуляции;
- в режиме задания длительности трейна – длительность трейна;
- в режиме задания паузы между трейнами – длительность паузы;
- в режиме задания длительности сессии – длительность сессии.

Значение изменяемого параметра отображается на индикаторе 12 «Параметры стимуляции».

15. Кнопка с подсветкой «Сессия».

В неактивном режиме кнопка не подсвечивается. Нажатие кнопки «Сессия» переводит стимулятор в режим задания длительности сессии ритмической стимуляции, при этом кнопка подсвечивается зеленым цветом. В этом режиме индикатор «Параметры стимуляции» отображает текущую длительность сессии. Для увеличения/уменьшения длительности сессии используется регулятор «Параметры стимуляции». Нажатие кнопки «Пуск» в этом режиме запустит ритмическую стимуляцию, кнопка «Сессия» начнет мигать зеленым цветом, а на индикаторе «Параметры стимуляции» будет отображаться время до окончания стимуляции.

16. Кнопка с подсветкой «Пауза».

В неактивном режиме кнопка не подсвечивается. Нажатие кнопки «Пауза» переводит стимулятор в режим задания длительности паузы между трейнами при ритмической стимуляции, при этом кнопка подсвечивается зеленым цветом. В этом режиме индикатор «Параметры стимуляции» отображает текущую величину паузы между трейнами. Для увеличения/уменьшения паузы используется регулятор «Параметры стимуляции». Нажатие кнопки «Пуск» в этом режиме запустит ритмическую стимуляцию, кнопка «Сессия» начнет мигать зеленым цветом, а на индикаторе «Параметры стимуляции» будет отображаться время до окончания стимуляции.

17. Кнопка с подсветкой «Трейн».

В неактивном режиме кнопка не подсвечивается. Нажатие кнопки «Трейн» переводит стимулятор в режим задания длительности трейна при ритмической стимуляции, при этом кнопка подсвечивается зеленым цветом. В этом режиме индикатор «Параметры стимуляции» отображает текущую длительность трейна. Для увеличения/уменьшения паузы используется регулятор «Параметры стимуляции». Нажатие кнопки «Пуск» в этом режиме запустит ритмическую стимуляцию, кнопка «Сессия» начнет мигать зеленым цветом, а на индикаторе «Параметры стимуляции» будет отображаться время до окончания стимуляции.

18. Кнопка с подсветкой «Частота».

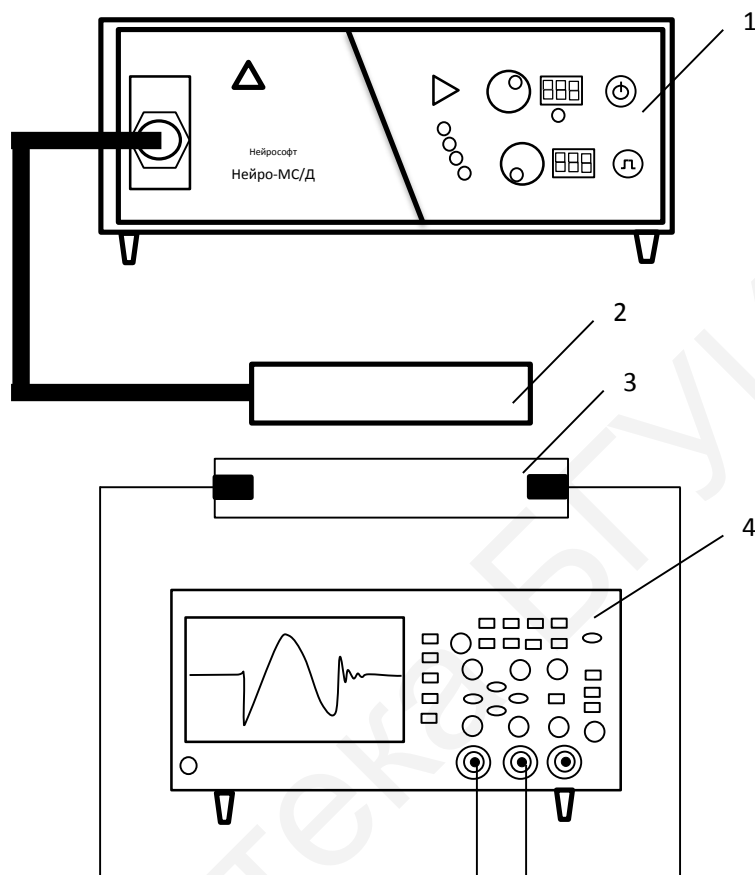
В неактивном режиме кнопка не подсвечивается. Нажатие кнопки «Частота» переводит стимулятор в режим задания частоты ритмической стимуляции, при этом кнопка подсвечивается зеленым цветом. В этом режиме индикатор «Параметры стимуляции» отображает текущую частоту ритмической стимуляции. Для увеличения/уменьшения частоты используется регулятор «Параметры стимуляции». Нажатие кнопки «Пуск» в этом режиме запустит ритмическую стимуляцию, кнопка «Сессия» начнет мигать зеленым цветом, а на индикаторе «Параметры стимуляции» будет отображаться время до окончания стимуляции.

Практическая часть

1. Соберите схему, как показано на рисунке 3.7.
2. Настройте магнитостимулятор на генерацию одиночного импульса.
3. Настройте осциллограф в режим «Триггер».
4. Проведите измерения амплитуды отклика в имитаторах биологической ткани с различной мощностью сигнала (шаг изменения сигнала 5 %).

5. Постройте зависимости амплитуды магнитного сигнала от наведенного в имитаторе.

6. Сделайте выводы.



1 – магнитостимулятор; 2 – индуктор;
3 – имитатор биологической ткани; 4 – осциллограф
Рисунок 3.7 – Схема лабораторной установки

Контрольные вопросы

1. Опишите механизмы лечебного действия магнитных полей на человека.
2. Охарактеризуйте аппараты магнитотерапии локального действия.
3. Охарактеризуйте аппараты магнитотерапии распределенного действия.
4. Охарактеризуйте аппараты магнитотерапии общего действия.
5. Что такое транскраниальная магнитная стимуляция?
6. Нарисуйте структурную схему стимулятора Нейро-МС/Д?

Литература

1. Антипов, И. Г. Импульсная магнитная терапия в комплексном лечении больных с трофическими язвами венозного генеза в амбулаторной практике : автореф. дис. ... канд. мед. наук. / И.Г. Антипов. – М., 2005.
2. Бинги, В. Н. Магнитобиология: эксперименты и модели / В. Н. Бинги. – М. : МИЛТА, 2002.
3. Бинги, В. Н. Парадокс магнитобиологии: анализ и перспективы решения / В. Н. Бинги // Биофизика. – 2006. – Т. 51, вып. 3.
4. Болотова, Н. В. Транскраниальная магнитотерапия как метод коррекции вегетативных нарушений у детей с сахарным диабетом 1-го типа / Н. В. Болотова, А. П. Аверьянов, В. Ю. Манукян // Педиатрия. – 2007. – Т. 86, №3.
5. Системы комплексной электромагнитотерапии : учеб. пособие для вузов / под ред. А. М. Беркутова [и др.].– М. : Лаборатория базовых знаний, 2000.
6. Математическая физика. Энциклопедия / под ред. Л. Д. Фадеева. – М. : Научное издательство «Большая Российская энциклопедия», 1998.

Лабораторная работа №4

ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ЛАЗЕРНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

Цель работы: изучение устройства и принципа действия гелий-неонового лазера, клинических и молекулярно-клеточных механизмов воздействия лазерного излучения, ознакомление с устройством и принципом работы аппарата РЕФТОН-01-РФТЛС, приобретение навыков работы с измерительным оборудованием – измерителем мощности лазерного излучения Thorlabs PM-100D.

Теоретические сведения

4.1 Оптический квантовый генератор, устройство и принцип действия гелий-неонового лазера

Лазер, или оптический квантовый генератор, – это техническое устройство, испускающее свет в узком спектральном диапазоне в виде направленного сфокусированного, высококогерентного монохроматического, поляризованного пучка электромагнитных волн.

Квантовая электроника изучает методы усиления и генерации электромагнитных колебаний с использованием вынужденного излучения квантовых систем. Атом и молекула могут находиться в стационарных состояниях. В этих состояниях они не излучают и не поглощают энергии. При квантовых переходах атомы и молекулы скачкообразно переходят из одного стационарного состояния в другое, с одного энергетического уровня на другой. Изменение состояния атомов связано с энергетическими переходами электронов. В молекулах энергия может изменяться не только из-за электронных переходов, но и вследствие изменения колебаний атомов и переходов между вращательными уровнями. При переходах с более высоких энергетических уровней на нижние атом отдает энергию, при обратных переходах – поглощает. Атом в основном состоянии способен только поглощать энергию.

Различают два типа квантовых переходов: без излучения и поглощения электромагнитной энергии и с излучением или поглощением фотона. При вынужденном (индуцированном) излучении число переходов, совершаемых в секунду, зависит от числа фотонов, попадающих в вещество за это же время, то есть от интенсивности света. Вынужденные переходы будут определяться заселенностью соответствующих возбужденных энергетических состояний. Индуцированное излучение тождественно падающему во всех отношениях, в том

числе и по фазе, следовательно, можно говорить о когерентном усилении электромагнитной волны. Для отдельной частицы равновероятны вынужденное поглощение, если частица находится в основном состоянии, и излучение, если частица возбуждена. Следовательно, даже если число возбужденных частиц в веществе равно числу невозбужденных, усиления падающей электромагнитной волны не будет. На самом деле в обычном состоянии вещества число невозбужденных частиц больше, чем на каком-либо возбужденном уровне, то есть условия для усиления волны еще хуже. Распределение частиц по энергетическим уровням описывается законом Больцмана, который графически совместно с энергетическими уровнями показан на рисунке 4.1.

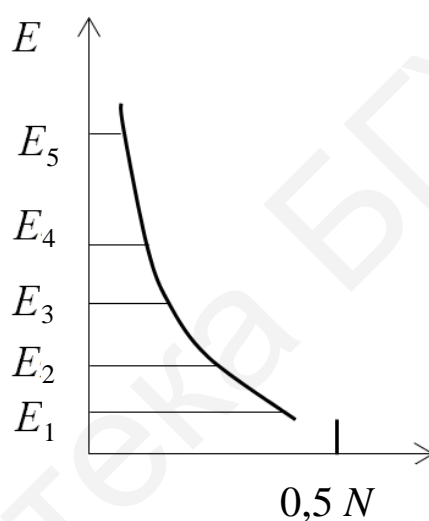


Рисунок 4.1 – Распределение частиц по энергетическим уровням

«Длина» каждого уровня пропорциональна числу частиц, имеющих соответствующую энергию. Усиление электромагнитных волн можно вызвать, используя активную среду, в которой хотя бы для двух уровней было распределение частиц, обратное больцмановскому (инверсная населенность). Это состояние формально получается из распределения Больцмана для $T < 0$ К, поэтому называется состоянием с отрицательной температурой. По мере распространения света в такой среде интенсивность его возрастает, возникает явление, обратное поглощению. Инверсная населенность соответствует среде с отрицательным показателем преломления. Состояние с инверсной населенностью можно создать, отбирая соответствующие частицы или специально возбуждая частицы, например, светом или электрическим разрядом. Явление вынужденного излучения используют в квантовых генераторах (усилителях).

В гелий-неоновых лазерах (ГНЛ) возбуждение (накачка) осуществляется посредством электрического разряда. Излучающими являются атомы Ne, а атомы He играют вспомогательную роль.

На рисунке 4.2 показаны энергетические уровни атомов He и Ne. При электрическом разряде часть атомов Ne переходит с основного уровня 1 на возбужденный уровень 3. Для чистого Ne время жизни на этом уровне мало и атомы переходят на уровень 1 или 2, реализуется больцмановское распределение. Для создания инверсной населенности нужно увеличить населенность уровня 3 и уменьшить на уровне 2. Атомы He способствуют увеличению населенности уровня 3. Первый возбужденный уровень He совпадает с уровнем 3 Ne, следовательно, при соударении возбужденного атома He с невозбужденным атомом Ne происходит передача энергии. Для разгрузки уровня 2 подбирается такой размер газоразрядной трубки, чтобы при соударении с ее стенками атом Ne отдавал энергию, переходя с уровня 2 на 1. Так обеспечивается стационарная инверсная населенность уровней 2 и 3 Ne. Основным конструкционным элементом ГНЛ (рисунок 4.3) является газоразрядная трубка 1, обычно кварцевая, диаметром около 7 мм. В трубке 2 при давлении 150 Па находится смесь He и Ne в соотношении 10:1. В трубку вмонтированы электроды 3 для создания газового разряда. На концах трубки расположены плоско-параллельные зеркала 4 и 5, одно из них (5) полупрозрачное.

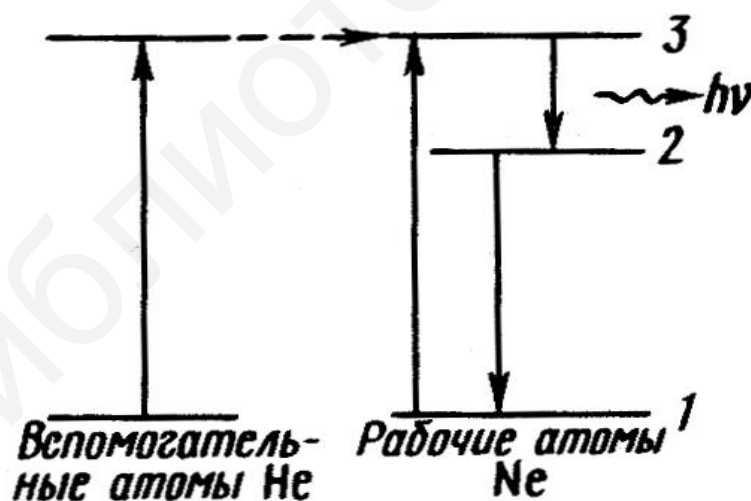


Рисунок 4.2 – Энергетические уровни атомов He и Ne

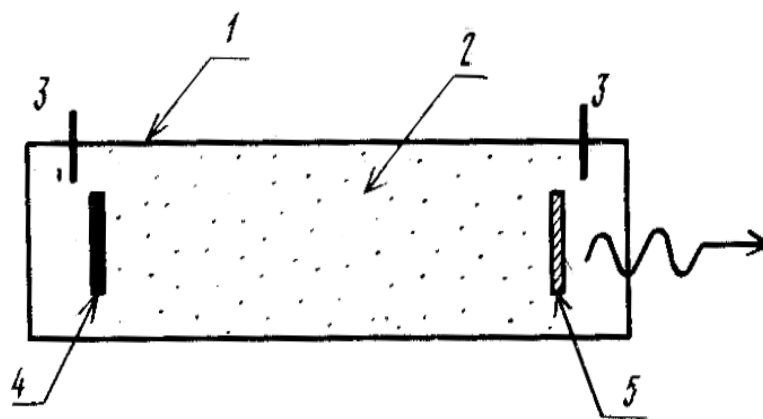


Рисунок 4.3 – Конструкция ГНЛ

Фотоны, возникающие при вынужденном излучении, в зависимости от направления их движения либо вылетают из боковой поверхности трубки, либо многократно отражаясь от зеркал, сами вызывают вынужденные переходы. Таким образом, пучок, перпендикулярный зеркалам, будет иметь наибольшее развитие и выходит наружу через полупрозрачное зеркало 5. Этот лазер – непрерывного действия. Так как уровни 2 и 3 Ne обладают сложной структурой, то ГНЛ может работать на 30 длинах волн в области видимого и ИК-диапазона. Зеркала 4 и 5 делают с многослойными покрытиями, и вследствие интерференции создается необходимый коэффициент отражения для заданной длины волны. Так, длина волны излучения красного ГНЛ $\lambda = 632,8$ нм. Применение лазеров основывается на свойствах их излучения: строгая монохроматичность ($\Delta\lambda \approx 0,01$ нм), узость пучка, достаточно большая мощность и когерентность.

4.2 Лазеротерапия: клинические и молекулярно-клеточные механизмы

Низкоинтенсивное лазерное излучение (НИЛИ) используется в медицине в двух основных направлениях: при фотодинамической терапии опухолей, где используется поражающий эффект НИЛИ, и при лечении широкого круга воспалительных заболеваний (стимулирующий эффект). Применение лазерной терапии (ЛТ) при лечении ряда заболеваний позволяет отменить лекарственную терапию. Уровень проявления клинических и фотобиологических действий НИЛИ определяется влиянием многих факторов: мощностью, длиной волны, характером излучения, способом доставки лазерной энергии.

Внедрение ЛТ в клинику идет в основном эмпирическим путем. Для НИЛИ существует резкая зависимость величины и знака терапевтического эффекта от дозы воздействия и от функционального состояния биологического объекта. Позитивное стимулирующее действие лазерного излучения проявляется, как правило, в достаточно узком интервале доз воздействия, а затем либо исчезает, либо сменяется угнетающим действием. До настоящего времени в достаточной мере не объяснены механизмы воздействия НИЛИ на организм человека, не определена природа эндогенного хромофора лазерного излучения, нет научно обоснованного метода выбора доз облучения при НИЛТ.

В клинической практике существует несколько методик выбора доз воздействия для проведения ЛТ. По реакции сосудов микроциркуляторного русла будет установлено:

- плотность потока энергии (ППЭ), приводящая к активации микроциркуляторного кровообращения, лежит в пределах до 4 мВт/см^2 (терапевтическая доза);

- ППЭ, приводящие к обратимым дисфункциям сосудов, – от 4 до 30 мВт/см^2 ;

- ППЭ, приводящие к необратимым расстройствам микроциркуляции, – свыше 30 мВт/см^2 .

Для наиболее широко применяемого в медицинской практике ГНЛ с $\lambda = 632,8 \text{ нм}$ хромофорами в красной области спектра могут быть эндогенные порфирины (фотосенсибилизаторы) и их производные, молекулярный кислород, молекулы ферментов-антиоксидантов.

Магнитолазерная терапия (МЛТ) – это лечебно-профилактический метод, в основе которого лежит сочетанное применение лазерного излучения и магнитного поля. Такое сочетание повышает терапевтический эффект лазеротерапии. Применяется метод МЛТ в терапии, хирургии, неврологии, травматологии, гинекологии, косметологии и т. д.

Основные лечебные эффекты МЛТ:

- противовоспалительный;
- иммуномодулирующий;
- трофико-регенераторный и противоотечный;
- улучшение микроциркуляции и увеличение оксигенации крови.

Установлено, что магнитное поле терапевтических дозировок ($10\text{--}60 \text{ мТл}$) изменяет ориентационные связи – электростатические взаимодействия между диполями, ионные связи и ион-дипольные взаимодействия (например, в хелатных соединениях), влияет на индукционные и дисперсионные связи (например,

в сложных белок-липидных надмолекулярных комплексах, удерживаемых в специфических структурах электростатическими силами). Следовательно, постоянное магнитное поле придает определенное направление оптической оси биоткани, влияет на дифракцию и рассеивание света в ней.

Энергия квантов НИЛИ нарушает электрические связи между ионами, между молекулами воды и ионами. Постоянное магнитное поле (ПМП) способствует этой диссоциации и одновременно препятствует рекомбинации ионов в процессе сочетанного воздействия. ПМП придает определенную ориентацию молекулярным диполям, выступает в роли своеобразного поляризатора, выстраивая диполи вдоль своих силовых линий. А поскольку ПМП расположено перпендикулярно световому потоку и магнит ориентирован по периметру облучаемого лазерным светом участка ткани или органа, то основная масса диполей распределяется вдоль светового потока, что заметно увеличивает глубину его проникновения в ткани.

Противопоказания к применению магнитолазерной терапии:

1. Острые воспалительные заболевания и лихорадочные состояния.
2. Заболевания крови и склонность к кровотечениям.
3. Сердечная недостаточность, сложные нарушения ритма, кардиостимуляторы в зоне воздействия, наличие кардиостимулятора.
4. Беременность.
5. Активный туберкулез легких.
6. Злокачественные и доброкачественные новообразования со склонностью к прогрессированию.
7. Декомпенсация диабета, тиреотоксикоз, недостаточность функции органов дыхания и кровообращения, почек, печени.
8. Повышенная чувствительность к оптическому излучению или магнитному полю.

Стерильность лазерного луча, отсутствие повреждающего фактора на кожу, возможность локального воздействия на корпоральные и аурикулярные точки акупунктуры, безболезненность процедуры, отсутствие возрастных ограничений и побочных действий при правильном подборе параметров создают возможность широкого применения лазерного воздействия в лечебной практике.

Низкоинтенсивное излучение лазера вызывает активацию обменных процессов, способствует увеличению содержания белка, окислительно-восстановительных процессов ферментов и уровня АТФ. Воздействие на точки акупунктуры (ТА) создает терапевтический эффект за счет особых свойств низкоинтенсивного лазерного излучения как биологического стимулятора.

4.3 Устройство и принцип работы многофункционального физиотерапевтического аппарата РЕФТОН-01-РФТЛС

Аппарат РЕФТОН-01-РФТЛС предназначен для воздействия на организм человека с лечебными и профилактическими целями постоянным и переменным током в непрерывном и импульсном режимах, тепловым, лазерным и магнитолазерным факторами.

Виды и количество воздействующих факторов, временные интервалы задаются программно и являются функцией прикладного программного обеспечения. Предусмотрена возможность программирования режимов работы аппарата, что позволяет проводить воздействие комбинациями различных сигналов и лечебных факторов на одном пациенте за один сеанс. Аппарат обеспечивает проведение процедуры электродиагностики, одновременной двухканальной обработки с отдельной регулировкой параметров воздействия.

Технические характеристики РЕФТОН-01-РФТЛС:

- число каналов: 2;
- несущая частота: 2; 3; 4; 5; 6; 7; 8; 9; 10 кГц;
- модулирующая частота: 1; 2; 3; 4; 5; 10; 15; 25; 50; 100; 150 Гц;
- режимы работы: гальванический ток; импульсный ток «спайк-волна»; режим «качание частоты»; 39 биорезонансных частот (0,7–10 Гц);
- выходной ток: до 80 мА;
- мощность излучения лазера: до 25 мВт;
- длина волны: 650 нм;
- напряженность магнитного поля: 35 мТл;
- потребляемая мощность: не более 25 Вт.

Лазеропунктурное и магнитолазерное воздействие на точки акупунктуры и пораженные зоны монохроматическим когерентным излучением (до 25 мВт) происходит отдельно или в сочетании с постоянным магнитным полем (35 ± 5 мТл). Предусмотрено воздействие в непрерывном и импульсном режимах.

Лазерное излучение в сочетании с магнитным полем дает возможность проводить надвенное облучение крови, получить обезболивающий, противовоспалительный, противоотечный, дезинтоксикационный и общеукрепляющий эффекты, улучшает микроциркуляцию не только в облучаемых, но и в окружающих тканях, ускоряет процесс регенерации поврежденных участков тела, стимулирует общие и местные факторы иммунозащиты.

РЕФТОН-01-РФТЛС является 2-канальным аппаратом, что позволяет осуществлять одновременную обработку двух пациентов с отдельной регулировкой силы тока в режимах физиотерапии и проводить 2-канальную обработку в режиме рефлексотерапии (1–4 зоны).

4.4 Правила техники безопасности при работе на аппаратах лазерной терапии

Лазерное излучение (прямое, отраженное, рассеянное) при попадании в органы зрения или на кожу может вызвать их повреждение. Факт действия лазерного излучения на организм человека установлен достоверно. Поглощаясь биологическими тканями, излучение подвергается сложным превращениям. В частности, энергия излучения может превратиться в тепловую энергию. При этом наблюдается локальный нагрев тканей, что может вызвать необратимые патологические изменения (денатурация белков и др.). При мощном лазерном облучении могут также обесцвечиваться (седеть) или сгорать волосы.

Действие лазерного излучения на живую ткань зависит от мощности светового потока и режима облучения. Лазеры непрерывного действия оказывают в основном тепловое влияние, которое проявляется в эффекте фотокоагуляции. Импульсные лазеры могут вызвать сложные превращения в тканях: кроме теплового действия, возможны взрывные процессы (образование ударных волн и упругих колебаний, связанных с быстрым нарастанием резкого перепада температуры в местах облучения), процессы ионизации и др.

Лазерное излучение особенно опасно для глаз. Для сетчатки глаза граничными допустимыми плотностями мощности и энергии являются:

- при непрерывном излучении – $0,35 \text{ Вт/см}^2$;
- при импульсном ($\tau = 30 \text{ мкс}$) – $0,27 \text{ Вт/см}^2$;
- при импульсном излучении в режиме модулированной добротности ($\tau = 500 \text{ нс}$) – $3,2 \cdot 10^{-2} \text{ Дж/см}^2$.

При облучении кожи максимальными допустимыми уровнями плотности мощности (энергии) являются:

- при непрерывном излучении (за время $t = 5 \text{ с}$) – 100 мВт/см^2 ;
- при импульсном излучении – $0,1 \text{ Дж/см}^2$.

Для лазеров с ультрафиолетовой генерацией приведенные данные недействительны.

При проведении процедур электро- и магнитолазерной терапии от аппарата РЕФТОН-01-РФТЛС необходимо соблюдать следующие меры безопасности:

- а) при нарушении работы аппарата немедленно его выключить и отключить от питающей сети;
- б) протирать аппарат, заменять предохранители и устранять неисправности только при выключенном аппарате;
- в) запрещается направлять лазерное излучение на посторонние предметы, особенно блестящие, способные вызвать отражение излучения;
- г) запрещается смотреть навстречу лазерному лучу или направлять лазерное излучение в глаза;
- д) запрещается отсоединять штепсельную вилку от розетки за электрический шнур.

Лазерные аппараты для хирургии и силовой терапии являются, как правило, лазерными изделиями IV класса лазерной опасности. Лазер излучает мощное видимое и невидимое лазерное излучение, используемое для рассечения, вапоризации и коагуляции биологических тканей. При неосторожном использовании такое излучение может попасть на здоровые участки тела и способно причинить вред врачу, пациенту и находящемуся в операционной персоналу.

Избегайте попадания прямого и рассеянного излучения из оптического выхода лазера в глаза или на открытые участки кожи.

Не открывайте аппарат. Внутри него нет частей, оборудования или узлов, обслуживаемых пользователем. Все техническое и регламентное обслуживание производится только предприятием-изготовителем и его представителями.

Использование способов управления или настроек прибора помимо тех, что четко описаны в руководстве по эксплуатации аппарата, может повлечь за собой появление опасного лазерного излучения. Аппараты питаются от сети переменного тока с напряжением, опасным для жизни. Нельзя включать установку без надежного заземления. Пользуйтесь только методиками и медицинскими технологиями, разрешенными к применению в медицинской практике.

Категорически запрещается:

1. Начинать работу с аппаратом, не ознакомившись внимательно с инструкцией по эксплуатации; эксплуатировать установку при наличии видимых повреждений самого аппарата, волоконного инструмента, кабеля питания, педали или кабеля педали, а также при проявлении признаков нештатной работы установки; располагать на пути лазерного излучения посторонние предметы, особенно блестящие, способные вызывать отражение излучения; смотреть

навстречу лазерному лучу или направлять лазерное излучение в глаза; работать лицам, не связанным непосредственно с обслуживанием аппарата; оставлять без присмотра включенный аппарат.

2. Направлять лазерное излучение ДО установки излучателя или манипулятора на место воздействия. Работать с лазерным излучением без использования специальных защитных очков (как медперсоналу, так и пациентам).

4.5 Измерение мощности лазерного излучения прибором Thorlabs PM-100D

Оптический измеритель мощности и энергии Thorlabs PM-100D предназначен для измерения оптической силы лазерного света или другого монохроматического или почти монохроматического света.

На рисунке 4.4 представлен внешний вид пульта управления и сенсорной пирозлектрической головки измерителя мощности Thorlabs PM-100D.



Рисунок 4.4 – Внешний вид пульта управления и сенсорной пирозлектрической головки измерителя мощности Thorlabs PM-100D

Измеритель мощности Thorlabs PM-100D имеет USB и последовательный интерфейс для считывания значений измерителя мощности с прибора, то есть работает через UART.

На рисунке 4.5 представлен внешний вид пульта управления измерителя мощности.



Рисунок 4.5 – Пульт управления измерителя мощности

Для входа в системные настройки нажмите кнопку System Menu, расположенную в нижнем правом углу программной кнопки на экране.

Настройки измерения:

1. Дистанционное состояние: PM-100D может быть переключен обратно в локальный режим.
2. Сетевой фильтр: устанавливает единицу на частоту локальной линии 50/60 Гц, чтобы избежать эффекта наложения сигналов.
3. Датчик по умолчанию: устанавливает PM-100D в режим измерения фототока, теплового напряжения с помощью пользовательских детекторов или пикового напряжения от специального пироэлектрического детектора.

Настройки консоли:

1. Язык: настройка языка интерфейса пользователя.
2. Подсветка: включение и выключение подсветки ЖК-дисплея и клавиш.
3. Яркость: устанавливает яркость ЖК-дисплея и подсветку клавиш. Диапазон настройки от 0 до 100 % с шагом 1 %.
4. Контрастность ЖК-дисплея: регулирует контрастность ЖК-дисплея. Диапазон настройки от 0 до 100 % с шагом 1 %.
5. Звук: включает и выключает звук клавиш и предупреждения.
6. Выключение: устройство автоматически отключается при работе от батареи через определенное время без действий пользователя. Эта функция может быть установлена на 10 мин, 1 ч или отключена, когда подключен внешний источник питания (адаптер переменного тока или USB).

7. Upload: загрузка прошивки должна быть «включена» перед загрузкой новой версии прошивки. Функция автоматически сбрасывается на «отключена» при выключении питания.

8. File Explorer: управляет файлами журналов на карте памяти SD.

9. Дата и время: вход в подменю для установки даты и времени. Можно выбрать различные форматы даты и времени.

10. Информация о консоли: показывает информацию о консоли.

11. Информация о датчике: отображение соответствующей информации о подключенном в данный момент датчике мощности или энергии.

Числовой дисплей содержит большое настраиваемое значение измерения, два небольших вспомогательных дисплея для дополнительной информации об измерении и гистограмму, которая показывает степень насыщенности выбранного диапазона измерений. Для управления и настройки числового дисплея программные кнопки на верхнем уровне расположены следующим образом:

- Range Control;
- Measurement Configuration;
- Readout Configuration;
- Measurement Representation;
- Wavelength Correction;
- Min/Max Monitor Reset;
- Tuning Sound System Menu.

PM-100D обеспечивает 60 диапазонов мощности тока и 40 диапазонов мощности напряжения. Диапазоны отображаются в соответствующей единице измерения в зависимости от датчика и выбранной единицы.

В сочетании с 16-разрядным линейным аналого-цифровым преобразователем и 4-значным цифровым дисплеем измеритель позволяет проводить очень точные измерения с динамическим диапазоном более 100 дБ с одним датчиком мощности.

Каждый диапазон значений тока или напряжения точно измеряется от минус 10 до 110 % от номинального диапазона. На нижнем уровне это необходимо для идентификации детекторов с нулевой мощностью с помощью дисплея с отрицательной мощностью; на верхнем уровне это добавляет больше динамики при переключении на менее чувствительный диапазон. Для измерения мощности доступна функция автоматического выбора диапазона. Это очень удобно для измерения неизвестного постоянного уровня мощности в непрерывном режиме или при использовании логарифмического представления показаний мощности. Для таких задач, как лазерная настройка или измерение импульсных лазерных источников, ручной выбор часто является лучшим выбором. Гисто-

грамма на цифровом дисплее дает хорошую визуализацию уровня насыщенности в выбранном диапазоне. В режиме измерения энергии доступно только ручное ранжирование.

Большинство датчиков мощности и энергии показывают зависимое поведение в своем спектральном отклике. Для точных измерений важно установить PM-100D на длину волны измеряемого света.

Для быстрого изменения рабочей длины волны PM-100D предлагает восемь настраиваемых пользователем программных кнопок в меню длины волны.

Если необходимо изменить длину волны кнопки, ее можно отредактировать, нажав кнопку ОК и удерживая ее нажатой более 2 с. После этого внешний вид кнопки изменится на режим редактирования, а длину волны можно отрегулировать с помощью клавиш навигации. Когда подключен пользовательский датчик, который не имеет EEPROM с данными калибровки (режим адаптера), пользователь может установить значение калибровки в A/W – для фотодиодных детекторов или V/W – для тепловых или пирозлектрических детекторов.

Чтобы отобразить плотность мощности или энергии либо значение интенсивности света в ваттах на сантиметр квадратный или джоулях на сантиметр квадратный на правом вспомогательном дисплее, необходимо ввести диаметр падающего луча или при переполненном датчике – диаметр отверстия датчика. После входа в меню конфигурации измерений Meas Config diameter диаметр луча можно задать в миллиметрах от 10 мкм до диаметра апертуры датчика.

Эта функция может использоваться для наблюдения за дрейфами мощности, регулировки мощности до определенного уровня или быстрого вычитания окружающего света. Для переключения в относительный режим нажмите кнопку «Δ». Основной дисплей будет установлен на нуль, смещение и абсолютное значение мощности или энергии будут отображаться на вспомогательных дисплеях. Гистограмма изменится на диапазон измерений от минус 10 % до плюс 10 % от заданного диапазона. Дисплей мощности энергии будет отображать отрицательные значения для уровней, меньших чем значение смещения. В логарифмическом представлении разность мощностей для значения смещения отображается в децибелах.

Настройка аналоговой полосы пропускания влияет на показания мощности и аналоговый выход. Полоса пропускания может быть выбрана в меню конфигурации измерений Meas Config на «HI» (диапазон зависит от диапазона до 100 кГц) или «LO» (полоса 15 Гц) с помощью кнопки BW HI/LOW. Для измерения CW или средней мощности от импульсных источников ширина полосы должна быть установлена на «LO». При использовании аналогового выхода для

управления внешним оборудованием или измерения пиковых уровней мощности требуется настройка «НП», чтобы измеритель мог следить за сигналом.

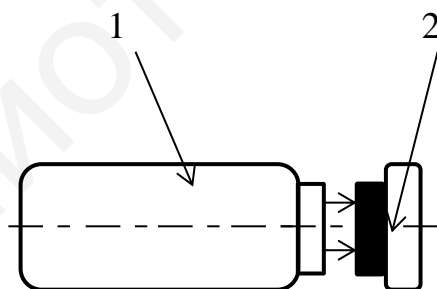
Для измерения мощности с помощью фотодиодов необходимо установить настройку «Фотодиод» по умолчанию в «Системном меню/Настройки измерения». Фотодиод и блокировка должны быть подключены к входу датчика, важно соблюдать правильную полярность (анод должен быть заземлен). Работа аналогична датчикам мощности фотодиодов, за исключением того, что в положении программной кнопки в меню длин волн можно задать значение отклика в A/W для одной длины волны.

Порядок выполнения работы

1. Изучите правила техники безопасности при работе на аппаратах лазерной терапии.

2. Изучите принцип работы аппарата РЕФТОН-01-РФТЛС и измерителя мощности лазерного излучения Thorlabs PM-100D, ознакомьтесь с приложенной инструкцией по эксплуатации.

3. Соберите схему лабораторной установки согласно рисунку 4.6. Подсоедините лазерный излучатель к пироэлектрической головке измерителя мощности. Преподаватель должен проверить правильность подключения ДО выполнения работы схемы.



1 – лазерный излучатель; 2 – измеритель мощности PM-100D

Рисунок 4.6 – Схема лабораторной установки

4. Включите аппарат РЕФТОН-01-РФТЛС и измеритель мощности лазерного излучения Thorlabs PM-100D.

5. Выберите параметры лазерного воздействия (согласно заданию, полученному у преподавателя).

6. Измерьте мощность лазерного излучения.

7. Рассчитайте потребляемую мощность.
8. Сделайте выводы.

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Краткие теоретические сведения.
3. Схема измерения. Результаты измерений.
4. Выводы.

Контрольные вопросы

1. Что такое оптический квантовый генератор? Опишите устройство и принцип действия гелий-неонового лазера.
2. Что такое лазеротерапия? Опишите клинические и молекулярно-клеточные механизмы лазеротерапии.
3. На чем основан принцип работы аппарата РЕФТОН-01-РФТЛС?
4. Опишите правила техники безопасности при работе на аппаратах лазерной терапии.
5. В чем заключается принцип работы измерителя мощности лазерного излучения Thorlabs PM-100D?

Литература

1. Шальб, П. Г. Низкоинтенсивное лазерное облучение крови при инфаркте миокарда / П. Г. Шальб, М. И. Катаев, А. Я. Захарченко // Советская медицина. – 1990. – №3.
2. Гримбатов, В. М. Современная аппаратура и проблемы низкоинтенсивной лазерной терапии / В. М. Гримбатов // Применение лазеров в биологии и медицине : сб. науч. ст. – Киев, 1996.
3. Иванов, А. Б. Волоконная оптика. Компоненты, системы передачи, измерения / А. Б. Иванов. – М. : Компания «Сайрус Системс». – 1999.
4. Корневский, Н. А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностических и лечебных воздействий / Н. А. Корневский, Е. П. Попечителей, С. А. Филист. – Курск : Курская городская типография, 1997.

Учебное издание

**Камлач Павел Викторович
Ревинская Инна Ивановна**

***ЭЛЕКТРОННЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ АППАРАТЫ,
СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ.
ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ***

ПОСОБИЕ

Редактор *Е. И. Костина*
Корректор *Е. Н. Батурчик*
Компьютерная правка, оригинал-макет *Е. Г. Бабичева*

Подписано в печать 29.11.2019. Формат 60×84 1/16. Бумага офсетная. Гарнитура «Таймс».
Отпечатано на ризографе. Усл. печ. л. 3,84. Уч.-изд. л. 4,0. Тираж 30. Заказ 156.

Издатель и полиграфическое исполнение: учреждение образования
«Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники».
Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,
распространителя печатных изданий №1/238 от 24.03.2014,
№2/113 от 07.04.2014, №3/615 от 07.04.2014.
Ул. П. Бровки, 6, 220013, г. Минск