МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ УКРАИНЫ

НАЦИОНАЛЬНЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
«ХАРЬКОВСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ ИНСТИТУТ»

В.В. Куличенко, Р.С. Томашевский, В.А. Макаров

ЭЛЕКТРОТЕРАПЕВТИЧЕСКАЯ АППАРАТУРА

Текст лекций

Утверждено
редакционно-издательским
советом университета,
протокол № 2 от . .2014 г.

Харьков
НТУ «ХПИ»
2014

УДК 615.84 (075)
ББК
К

Рецензенты :
А.В. Ересько, канд. техн. наук, доц. НТУ «ХПИ»;

Авторы:
В.В. Куличенко, канд. техн. наук; Р.С. Томашевский, канд. техн. наук;
В.А. Макаров, канд. техн. наук.

Викладено короткий зміст курсу лекцій «Електротерапевтична апаратура». Приведені відомості про найбільш поширені методики електротерапії, основні параметри впливу електричними магнітними полями, технічні та конструктивні особливості відповідного технічного забезпечення.

Для студентів спеціальності 7 (8).050801 «Фізична та біомедична електроніка».

К 17 Электротерапевтическая аппаратура : конспект лекций / В.В. Куличенко, Р.С. Томашевский, В.А. Макаров. – Х.: НТУ «ХПИ», 2014. – 170 с.

Излагается краткое содержание курса лекций «Электротерапевтическая аппаратура». Приведены сведения о наиболее распространенных методиках электротерапии, основных параметров воздействия электрическими магнитными полями, технических и конструктивных особенностях соответствующего технического обеспечения

Для студентов специальности 7 (8).050801 «Физическая и биомедицинская электроника».

Ил. 67. Табл. 15. Библиогр.: 11 наим.

УДК 615.84 (075)
ББК

© В.В. Куличенко,
Р.С. Томашевский,
В.А. Макаров, 2014.

ВВЕДЕНИЕ

Одним из наиболее распространенных методов физиотерапии является электротерапия, в основе которой лежит воздействие на человека электромагнитным полем. Электротерапевтические аппараты воздействуют на человека с целью вызвать желаемые сдвиги в его организме, то есть перестройку патологического процесса в направлении нормализации.

Классификация электротерапевтических аппаратов осуществляется по положению в спектре электромагнитных колебаний. Далее эти аппараты делятся на группы в зависимости от формы энергии, а еще далее по видах тока или поля.

Физические факторы в терапевтических дозировках, как правило, не обладают токсичностью, не вызывают побочных эффектов и аллергизации организма. В этом состоит одно из важнейших преимуществ физиотерапии перед фармакотерапией. Вместе с тем не следует противопоставлять физические методы лечения лекарственной и другим видам терапии. Они должны органично входить в лечебно-профилактический или реабилитационный комплекс как неотъемлемая его часть.

Целью изучения дисциплины является ознакомление с методиками электротерапии, конструкциями и принципами действия электротерапевтических низкочастотных и ультравысокочастотных аппаратов, их основными техническими данными и методами обеспечениями электробезопасности.

Задание дисциплины – подготовка специалистов и магистров специальности 7.05080102, 8.05080102 – физическая и биомедицинская электроника для решения технических задач, связанных с разработкой, производством и обслуживанием электротерапевтических аппаратов.

Знания полученные в рамках дисциплины будут использоваться прежде всего при подготовке дипломных проектов и работ, а также при изучении такой дисциплины как «Конструирование и технология электронной медицинской аппаратуры» и др.

Лекция 1. ВВЕДЕНИЕ В ДИСЦИПЛИНУ

1.1 *Понятия и определения.*
1.2 *Краткая история электротерапии.*
1.3 *Классификация электротерапевтических аппаратов.*

1.1 Понятия и определения

Термин «физиотерапия» происходит от двух греческих слов – physis (природа) и therapeia (терапия) и в буквальном смысле означает лечение природными физическими факторами. Этот вид лечения зародился на заре формирования человеческой цивилизации. Позднее наряду с природными факторами для лечения больных стали использовать различные виды энергии, генерируемой аппаратами, созданными человеком. В настоящее время такие аппараты называются физиотерапевтическими, а факторы – искусственными или преформированными. Являясь наиболее адекватными для организма раздражителями внешней среды, лечебные физические факторы оказывают гомеостатическое влияние на различные органы и системы, способствуют повышению сопротивляемости организма к неблагоприятным воздействиям, усиливают его защитно-приспособительные механизмы, обладают выраженным саногенетическим действием, повышают эффективность других терапевтических средств и ослабляют побочные эффекты лекарственных препаратов.

Электротерапия (электролечение) – применение с лечебно-профилактическими и реабилитационными целями электрических токов, электрических и электромагнитных полей различных параметров. Это один из самых больших разделов современной аппаратной физиотерапии. С учетом достижений физики, электроники, медицины в электротерапии постоянно появляются новые и совершенствуются уже известные методы, появляются более эффективные, основанные на комбинации с другими физическими факторами.

1.2 Краткая история электротерапии

Электрическую энергию с лечебной целью начали применять значительно раньше, чем научились искусственно получать. Люди, жившие на берегах Средиземного моря, знали, что прикосновение к телу человека некоторых разновидностей электрических рыб – скатов, угрей, сомов – вызывает подергивание мышц, ощущение онемения и успокоение болей. По сообщениям Плиния, Скрибония и Диоскорида разряды электрических рыб использовались для лечения больных, страдавших головными болями, параличами, болезнями суставов. После открытия W.Gilbert явления электризации началось изучение действия на организм статического электричества и стали делаться попытки использования его с лечебными целями (A.Gordon, C.Kratzenstein, J.Nollet, J.Jallabert, A.Bertolon и др.). Однако только после опытов Л. Гальвани и изобретения А. Вольта надежного источника тока началась научная разработка методов электротерапии.

Таблица 1.1 – Спектр электромагнитных колебаний, используемых в электротерапии

Вид колебаний	Диапазон частот, Гц
Краткие-низкочастотные (КНЧ)	3÷30
Сверх-низкочастотные (СНЧ)	30÷300
Инфро-низкочастотные (ИНЧ)	300÷3000
Очень низкочастотные (ОНЧ)	$3\times10^{3}\div3\times10^{4}$
Низкочастотные (НЧ)	$3\times10^{4}\div3\times10^{5}$
Среднечастотные (СЧ)	$3\times10^{5}\div3\times10^{6}$
Высокочастотные (ВЧ)	$3\times10^{6}\div3\times10^{7}$
Очень высокочастотные (ОВЧ)	$3\times10^{7}\div3\times10^{8}$
Ультравысокочастотные (УВЧ)	$3\times10^{8}\div3\times10^{9}$
Сверх высокочастотные (СВЧ)	$3\times10^{9}\div3\times10^{10}$
Крайне высокочастотные (КВЧ)	$3\times10^{10}\div3\times10^{11}$

Электротерапевтическая аппаратура относится к той части медицинской техники которая предназначена для оказания воздействия на пациента электрической энергией (ток или поле) с целью вызвать желаемые сдвиги в его организме.

1.3 Классификация электротерапевтических аппаратов

Низкочастотные электротерапевтические аппараты делятся на две группы, в зависимости от формы воздействия электрической энергии: ток или поле. Среди аппаратов, воздействующих током выделяют три группы в соответствии с видом тока: постоянный, переменный, импульсный. Дальнейшее деление этих аппаратов производится по функциональному признаку и включает в себя название медицинских методик. Аппараты, воздействующие низкочастотным полем, делятся в зависимости от рода поля: электрическое или магнитное. Следующая ступень классификации определяется видом поля: постоянное, переменное, импульсное. Дальнейшее деление по медицинским методикам.

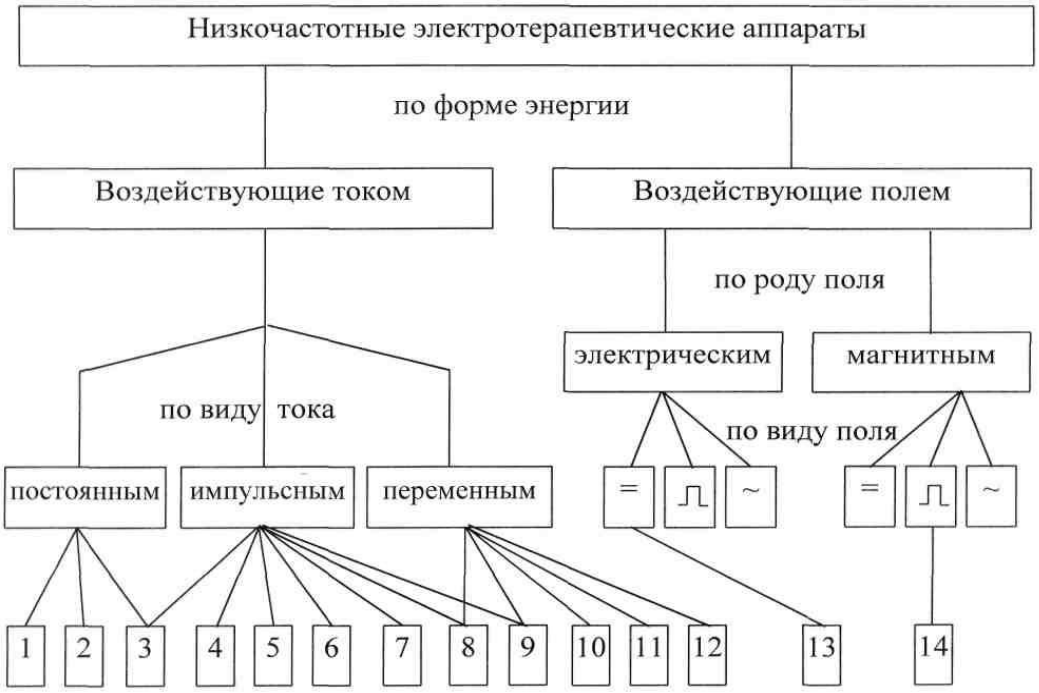


Рисунок 1.1 – Классификация электротерапевтических аппаратов
1 – для электрогидротерапии; 2 – для гальванизации; 3 – для электрофореза; 4 – для электросна; 5 – для электрошоковой терапии;6 – для дифибриляции; 7 – для терапии диадинамическими токами; 8 – для электростимуляции; 9 – для электронаркоза; 10 – для интеференционной терапии; 11 – для терапии модулированными синусоидальными токами; 12 – для терапии токами с шумовым спектром; 13 – для франклинизации; 14 – для магнитотерапии.

Лекция 2. ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ЖИВЫХ ТКАНЕЙ

2.1 *Электропроводимость биологических тканей и жидкостей при постоянном токе.*
2.2 *Импеданс тканей организма.*

2.1 Электропроводимость биологических тканей и жидкостей при постоянном токе

Ткани тела человека имеют весьма разнообразную структуру и состоят в основном их белковых коллоидов, относительно плохо проводящих электрический ток, и растворов неорганических солей K^+, Na^+, Ca^{2+}, Mg^{2+}, являющихся хорошими проводниками и определяющих электропроводность ткани. Биологические ткани и органы являются довольно разнородными образованиями с различными электрическими сопротивлениями, которые могут изменяться при действии электрического тока.

Наилучшей электропроводностью обладают жидкости организма (кровь, лимфа и др.), а также ткани, обильно пропитанные тканевой жидкостью, такие, например, как мышечная ткань. Тканевые жидкости по составу близки к плазме крови и также представляют собой смесь коллоидных раствороворганических и неорганических солей.

Плохими проводниками электрического тока являются нервная (мозговая), соединительная и жировая ткани. К очень плохим проводникам, скорее к диэлектрикам, относятся грубоволокнистая соединительная ткань, сухая кожа и особенно кость, лишенная надкостницы.

Оценивая электропроводность различных участков организма в целом и устанавливая пути распределения тока между электродами, наложенными в определенных местах на поверхности тела, следуем иметь в виду, что именно содержание тканевой жидкости определяет электропроводность тканей и органов, поэтому ток между электродами проходит не по кратчайшему расстоянию, как в однородном веществе, а главным образом вдоль потоков тканевой жидкости, кровеносных и лимфатических сосудов,

содержащих жидкость оболочек нервных стволов. В связи с этим распределение путей тока в живом организме может быть очень сложным и захватывать области, отдаленные от места наложения электродов.

Таблица 2.1 – удельные сопротивления различных тканей и жидкостей организма:

Спинномозговая жидкость	0,55 Ом·м
Кровь	1,66 Ом·м
Мышцы	2 Ом·м
Ткань мозговая и нервная	14,3 Ом·м
Ткань жировая	33,3 Ом·м
Кожа сухая	10^5 Ом·м
Кость без надкостницы	10^7 Ом·м

Из сказанного выше можно заключить, что общее сопротивление постоянному току части тела между электродами определяется главным образом сопротивлением слоя кожи и в меньшей степени слоя подкожной жировой клетчатки в месте наложения электродов. Сопротивление более глубоко лежащих слоев, особенно принимая во внимание возможность широкого разветвления путей тока в них, сравнительно невысоко. В связи с этим величина общего сопротивления между электродами, наложенными на поверхность кожи, в основном зависит от состояния кожи и площади ее соприкосновения с электродом и мало зависит от расстояния между электродами.

2.2 Импеданс тканей организма.

Ткани организма проводят не только постоянный, но и переменный ток. Опыт показывает, что в этом случае сила тока, проходящая через биологическую ткань, опережает по фазе приложенное напряжение. Следовательно, емкостное сопротивление тканей больше индуктивного.

Отсюда следует, что моделировать электрические свойства биологических тканей можно, используя резисторы, которые обладают активным сопротивлением, и конденсаторы – носители емкостного

сопротивления. В качестве модели обычно используют эквивалентную электрическую схему тканей организма. Она представляет собой схему, состоящую из резисторов и конденсаторов, частотная зависимость (дисперсия) импеданса которой близка к частотной зависимости импеданса биологической ткани.

На рисунке 2.1 представлен график частотной зависимости импеданса мышечной ткани. Ради компактности кривая построена в логарифмических координатах. Из графика видны две особенности этой зависимости: во-первых, плавное уменьшение импеданса с увеличением частоты (общий ход зависимости импеданса от частоты) и, во-вторых, наличие трех областей частот, в которых имеет место отклонение от общего хода зависимости импеданса от частоты: Z – мало изменяется. Они были названы, соответственно, областями α-, β - и γ - дисперсии импеданса.

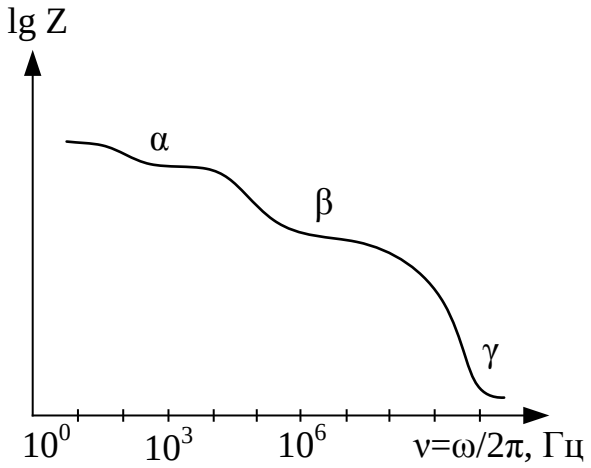


Рисунок 2.1 – Дисперсия импеданса живых тканей

Установим, какая электрическая схема (модель) наиболее удачно отражает общий ход зависимости импеданса ткани организма от частоты. В качестве вариантов рассмотрим схемы, представленные на рис. 2.2.

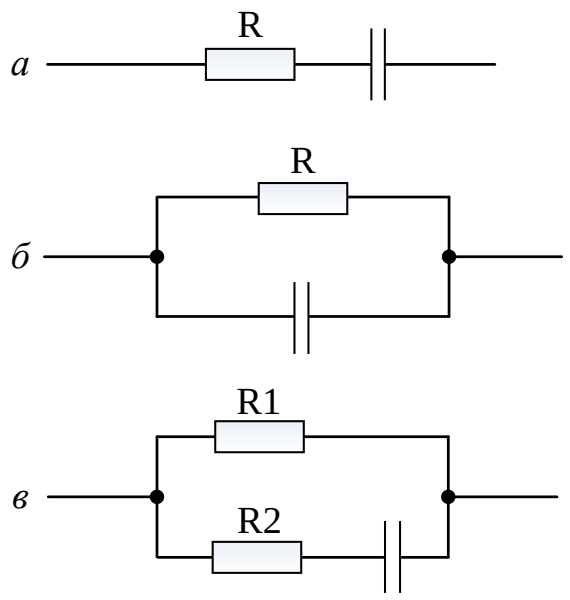


Рисунок 2.2 – Варианты эквивалентной электрической схемы участка живой ткани

Для схемы, изображенной на рис. 14.11, *а*, частотная зависимость импеданса может быть получена из уравнения полного электрического сопротивления участка цепи при L=0:

$$Z = \sqrt{R^2 + \frac{1}{(C\omega)^2}}. \qquad (2.1)$$

В соответствии с формулой (2.1) импеданс уменьшается с увеличением частоты, однако имеется противоречие с опытом: при $\boldsymbol{\omega} \to 0$ и $Z \to \infty$. Последнее означает бесконечно большое сопротивление при постоянном токе, что противоречит опыту (рис. 2.1).

Схема, изображенная на рис. 2.2, *б*, соответствует общей тенденции экспериментальной кривой: при увеличении частоты уменьшается емкостное сопротивление и уменьшается импеданс. Однако при $\boldsymbol{\omega} \to \infty X_c \to 0$ и $Z \to 0$ что не соответствует опыту.

Наиболее удачна схема рис. 2.2, *в*, в ней отсутствуют противоречия с опытом, характерные для двух предыдущих схем. Именно такое сочетание резисторов и конденсатора может быть принято за эквивалентную

электрическую схему тканей организма. Частотная зависимость импеданса эквивалентной электрической схемы соответствует общему ходу экспериментальной зависимости импеданса от частоты. Важно отметить, что при этом электроемкость и, следовательно, диэлектрическая проницаемость остаются постоянными.

Поясним причину возникновения областей α-, β- и γ- дисперсии импеданса. Ткань организма является структурой, обладающей свойствами проводника (электролита) и диэлектрика. Поляризация диэлектрика во внешнем электрическом поле происходит не мгновенно, а зависит от времени. Это означает зависимость от времени поляризованности диэлектрика (P_e) при воздействии постоянного электрического поля (E – напряженность электрического поля):

$$P_e = f(t) \text{ при } E = \text{const}. \tag{2.2}$$

Если электрическое поле изменяется по гармоническому закону, то поляризованность будет также изменяться по гармоническому закону, а амплитуда поляризованности будет зависеть от частоты изменения поля с запаздыванием по фазе:

$$P_{em} = f(\omega) \text{ при } E = E_m \cos\omega t. \tag{2.3}$$

Выражение для диэлектрической проницаемости:

$$\varepsilon = 1 + \frac{P_{em}}{\varepsilon_0 E_m}. \tag{2.4}$$

Из (2.4) следует, что условие (2.3) означает частотную зависимость диэлектрической проницаемости при воздействии переменным (гармоническим) электрическим полем: $\varepsilon = f(\omega)$. Изменение диэлектрической проницаемости с изменением частоты электрического поля означает изменение электроемкости и, как следствие, изменение импеданса.

Запаздывание изменения поляризованности относительно изменения напряженности электрического поля зависит от механизма поляризации вещества. Самый быстрый механизм – электронная поляризация, так как масса электронов достаточно мала. Это соответствует частотам (около

10^{15} Гц), которые существенно превышают области α-, β-, и γ-дисперсии.

Ориентационная поляризация воды, молекулы которой имеют сравнительно малую массу, соответствует γ-дисперсии (частоты около 20 ГГц).

Крупные полярные органические молекулы, например белки, имеют значительную массу и успевают реагировать на переменное электрическое поле с частотой 1–10 МГц. Это соответствует β-дисперсии.

При α-дисперсии происходит поляризация целых клеток в результате диффузии ионов, что занимает относительно большое время, и α-дисперсии соответствует область низких частот (0,1–10 кГц). В этой области емкостное сопротивление мембран очень велико, поэтому преобладают токи, огибающие клетки и протекающие через окружающие клетки растворы электролитов.

Итак, области α-, β- и γ-дисперсии импеданса объясняются тем, что с увеличением частоты переменного электрического поля в явлении поляризации участвуют разные структуры биологических тканей: при низких частотах на изменение поля реагируют все структуры (α-дисперсия), с увеличением частоты реагируют крупные молекулы-диполи органических соединений и молекулы воды (β-дисперсия), а при самых больших частотах реагируют только молекулы воды (γ-дисперсия). Во всех случаях имеет место электронная поляризация. С увеличением частоты электрического тока (электрического поля) все меньше структур будет реагировать на изменение этого поля и меньше будет значение поляризованности P_{em}. Отсюда, согласно (2.4), с увеличением частоты будет уменьшаться диэлектрическая проницаемость ε, а следовательно, и электроемкость C, а это, приведет к увеличению емкостного сопротивления X_c и импеданса Z. Следовательно, на фоне общего хода зависимости $Z = f(\boldsymbol{\omega})$ (см. рис. 2.1) появляются области с меньшим убыванием Z при возрастании частоты (области α-, β- и γ-дисперсии).

Лекция 3. ГАЛЬВАНИЗАЦИЯ И ЛЕКАРСТВЕННЫЙ ЭЛЕКРОФОРЕЗ

3.1 *Гальванизация. Физиологическое действие постоянного тока*
3.2 *Лекарственный электрофорез*
3.3 *Аппараты для местной гальванизации и лекарственного электрофореза серии «ПОТОК»*

3.1 Гальванизация. Физиологическое действие постоянного тока

Метод гальванизации заключается в воздействии на ту или иную часть тела постоянным током относительно небольшой плотности, сила тока составляет до 50 мА. Ток от источника подводится к тканям с помощью проводов и пластинчатых, обычно свинцовых электродов. Свинец применяется в связи с его пластичностью. Кроме того, вследствие малой подвижности тяжелые ионы свинца почти не принимают участие в образовании тока между электродами. При этом электрод подключенный к положительному полюсу источника питания называют *анод* а к отрицательному источнику – *катод*.

Ток, возникающий в человеческом организме, под действием внешнего электрического поля обусловлен катионами (положительно заряженными частицами K^+, Na^+, Mg^{2+}, Ca^{2+}) которые движутся по направлению к катоду и анионами (отрицательно заряженными частицами Cl^-) которые движутся по направлению к аноду, см. рис. 3.1.

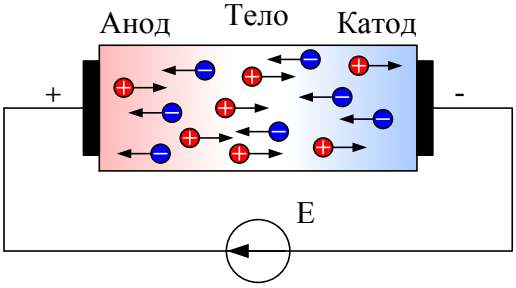


Рисунок 3.1 – Ионный ток в организме человека

Одновалентные ионы (K, Na) быстрее достигают катода чем Ca и Mg вследствие этого в клетках под катодом происходит накоплении ионов K и Na, что приводит к увеличению их возбудимости, ионы Ca и Mg снижают возбудимость клеток.

С перемещением ионов, под действием электрического поля изменяется проницаемость мембран возбудимых тканей и увеличивает пассивный транспорт крупных белковых молекул и других веществ.

Движение ионов приводит к тому, что под катодом увеличивается содержание воды, что способствует оттеку тканей и разрыхлению клеток. Под анодом количество воды уменьшается, что приводит к уплотнению клеточных оболочек и сморщиванию тканей. Это эффект применяется и учитывается при наложении электродов с целью борьбы с болями. Анод располагают под болевым участком.

При достижении электродов ионы восстанавливают свои наружные оболочки, превращаясь в атомы элементов с высокой кинетической активностью. Взаимодействуя с водой, эти атомы образуют продукты электролиза. Под анодом образуется кислота (HCl), а под катодом – щелочь (KOH, NaOH). При увеличении концентрации этих веществ может происходить химический ожог тканей, подлежащих воздействию.

Для исключения влияния продуктов электролиза на кожу, под электрод помещают прокладку толщиной около 1 см из хорошо смачивающегося материала. Площадь прокладки должна быть несколько большей чем площадь электрода, примерно на 1 см с каждой стороны. При наличии такой прокладки продукты электролиза, выделяющиеся на поверхности электрода, остаются на прокладке и не касаются кожи. Прокладка после процедуры промывается проточной водой и стерилизуется.

Обеспечение того или иного эффекта достигается за счет определенной схемы наложения электродов (рис. 3.2) и их размеров.

При продольном расположении электродов воздействию подвергаются ткани находящиеся в непосредственной близости от поверхности.

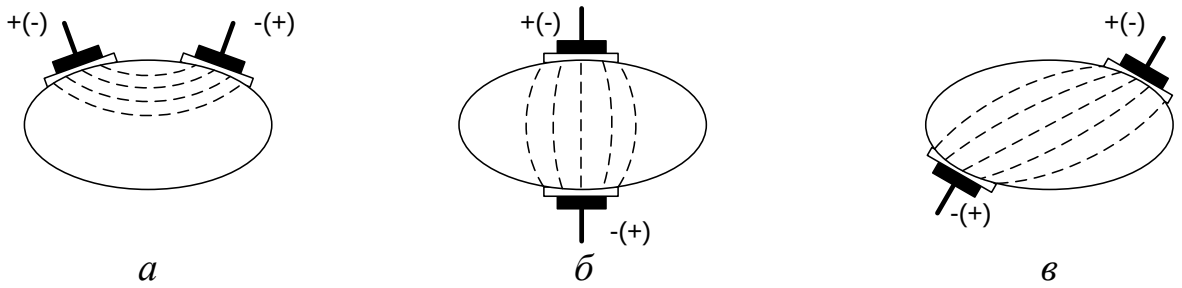


Рисунок 3.2 – Схемы двухпроводного расположения электродов
а – продольное; *б* – поперечное; *в* – поперечное со смещением

Пути преимущественного протекания токов через биологические ткани при проведении процедуры с тремя (*а*) и четырьмя электродами (*б-г*) (рис. 3.3).

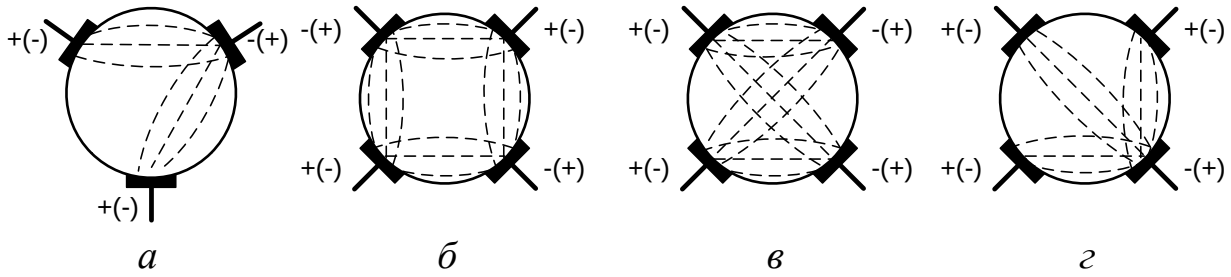


Рисунок 3.3 – Схемы подключения полярности электродов
а – трехпроводное со смещением; *б* – четырехпроводное со смещением;
в – четырехпроводное приповерхностное; *г* – четырехпроводное глубинное

Величину тока при гальванизации устанавливают, исходя из площади прокладки и плотности тока, которая обычно находится в пределах 0,05...0,2 мА/см^2. Чувствительность слизистых оболочек значительно выше, чем чувствительность кожи, поэтому плотность тока в этом случае снижается до 0,02...0,03 мА/см^2.

Кроме свинцовых, бывают электроды, изготовленные из упрочненно-углеродистой ткани, состоящей на 98 % из углерода и являющейся хорошим проводником. Кроме того такая ткань не выделяет ионов в раствор.

Помимо местных процедур, применяют и общую гальванизацию, при которой ток проходит через туловище пациента. Один из способов общей гальванизации - использование в качестве электродов для конечностей ванн из фаянса или полимера. Ванны заполняются теплой водой и включаются в

цепь постоянного тока с помощью угольных электродов. С помощью ванн достигается воздействие на большую часть поверхности тела, чем это возможно при использовании обычных электродов с прокладками.

Сопротивление цепи между электродами при различных процедурах находится в весьма широких пределах. В целом при большей части местных процедур на туловище и конечностях при площади прокладок в пределах 100..200 см и токе 10..20 мА сопротивление постоянному току составляет в среднем 500..1000 Ом; при малой площади прокладок и токе 4..5 мА оно может увеличиваться до 2000..3000 Ом. При глазнично-затылочном расположении электродов и при токе в пределах 1..2 мА сопротивление повышается до 5000..6000 Ом. Поэтому источник питания для гальванизации должен обеспечивать напряжение на электродах до 25..30 В.

При проведении процедур гальванизации ток регулируют постепенно. Пациент должен ощущать под электродами лишь легкое покалывание и жжение.

Гальванизация обладает рядом лечебных эффектов:

- противовоспалительным;
- лимфодринирующим;
- седативным (на аноде);
- секреторным (на катоде);
- сосудорасширяющим;
- миорелаксирующим.

3.2 Лекарственный электрофорез

Лекарственный электрофорез представляет собой метод сочетанного воздействия постоянного электрического тока и лекарственного вещества. Для осуществления электрофореза прокладки под электродами смачиваются растворами соответствующих лекарственных веществ. Эти вещества вводят в организм в соответствии со знаком заряда, который имеют частицы этих веществ при диссоциации в растворе. От положительного электрода вводят

ионы металлов, а также положительно заряженные в растворе частицы сложных веществ (хинин, новокаин), от отрицательного электрода вводят ионы кислотных радикалов, а также отрицательно заряженные в растворе частицы сложных веществ (сульфидин, пенициллин).

Весьма важным при лекарственном электрофорезе является сведение к минимуму посторонних ионов. По этой причине растворы лекарственных веществ готовят на дистиллированной воде. Для каждого лекарственного вещества рекомендуется использовать отдельные прокладки.

При электрофорезе образуется сложная цепь из растворов, которыми пропитаны прокладки, и электролитов, входящих в состав тканей организма. При этом ионы или заряженные частицы соответствующего знака из раствора, которым смочена прокладка, переходят в ткани организма, а из тканей организма навстречу им поступают ионы натрия или хлора.

Введенные в организм ионы не проникают на большую глубину, а задерживаются в коже и подкожной клетчатки в области расположения электродов, образуя так называемое «кожное депо", из которого постепенно, в течение длительного срока путем диффузии переходят в общий ток крови и разносятся по всему организму. При этом ионы превращаются в атомы, химические свойства которых отличны от свойств ионов.

С помощью электрофореза вводится обычно не более 10...20 % содержащегося в растворе лекарственного вещества.

Особенностью лекарственного электрофореза является поступление лекарств в организм в электрически активном состоянии и сочетании с действием постоянного тока. Это обеспечивает повышенную фармакологическую эффективность лекарств.

3.3 Аппараты для местной гальванизации и лекарственного электрофореза серии «ПОТОК»Аппарат «Поток-1»

Одним из аппаратов, применяемых для гальванизации и электрофореза является аппарат «Поток-1». Этот аппарат представляет

собой питаемый от сети регулируемый источник постоянного тока. Упрощенная электрическая схема аппарата приведена на рис. 3.4.

Устройство и принцип работы

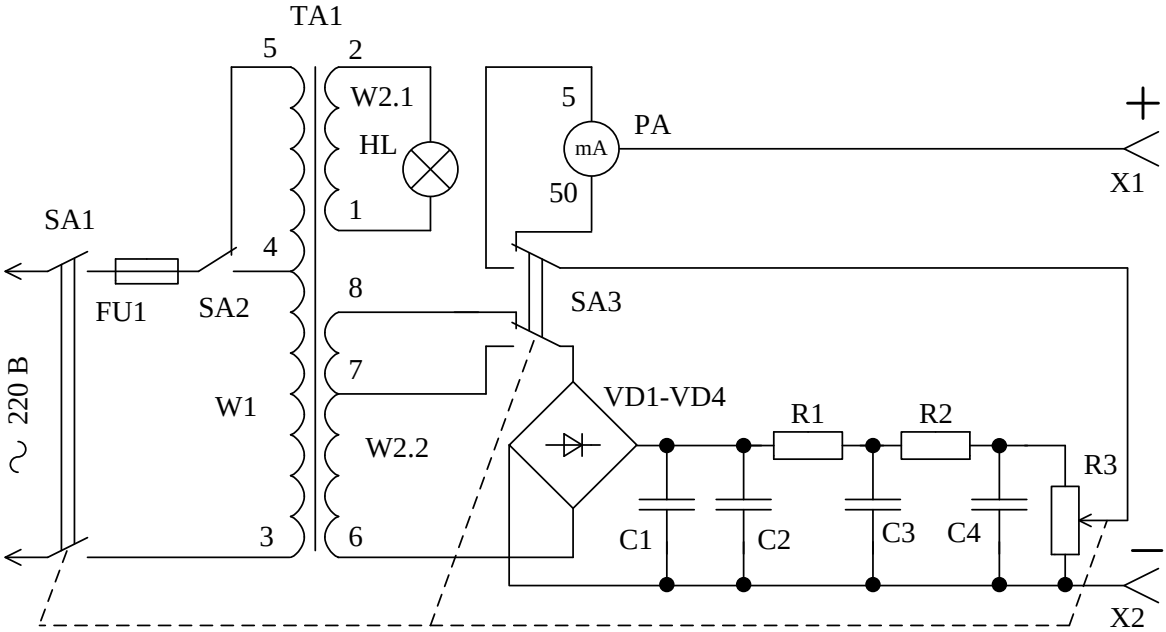


Рисунок 3.4 – Схема электрическая принципиальная аппарата «Поток-1»

Понижение сетевого напряжения производится в аппарате при помощи трансформатора Т1. Напряжение вторичной обмотки подается на выпрямитель, собранный по мостовой схеме на диодах VD1...VD4. Фильтрация выпрямленного напряжения осуществляется двухзвенным резистивно-емкостным фильтром на электролитических конденсаторах С1...С3 и резисторах R1 и R2. При этом коэффициент пульсаций выходного тока не превышает 0,5 %. Это является необходимым условием, т.к. переменная составляющая имеет иное физиологическое действие, чем постоянный ток.

С выхода фильтра напряжение подается на переменный проволочный резистор R3, ось которого выведена на панель управления. Для измерения выходного тока в его цепь включен миллиамперметр, также установленный на панели управления аппаратом.

Аппарат имеет два диапазона выходного тока 0..5 мА и 0..50 мА.

Переключение с одного диапазона на другой производится

коммутацией отводов вторичной обмотки трансформатора Т при помощи переключателя SA3.

Для исключения толчков тока в выходной цепи в случае переключения диапазонов или включения аппарата в сеть, в аппарате предусмотрена механическая блокировка, связывающая ось регулятора тока R3, переключатель диапазонов SA3 и сетевой выключатель SA1. Суть блокировки состоит в том, что при ненулевом положении ручки потенциометра R3 (т.е. выходное напряжение не равно нулю)изменить положение переключателей SA1 и SA3 невозможно.

«Поток-1» ГЭ-50-20

Гальванизатор «Поток-1» ГЭ-50-20 предназначен для воздействия постоянным током на организм человека с лечебными и профилактическими целями, а также для проведения лекарственного электрофореза в условиях клиники и стационара.

Таблица 3.1 – Основные технические характеристики

Показатель	Значение
Напряжение питающей сети, В	220 ± 10%
Частота, Гц	50
Мощность потребляемая аппаратом от сети, ВА, не более	12
Максимальный ток в цепи пациента при нагрузке 500 Ом, мА	50±5
Коэффициент пульсаций тока в цепи пациента при любом значении тока нагрузки не превышает, %	0,5
Масса, кг, не более	3

Электробезопасность аппарата «Поток 1» ГЭ-50-20 соответствует требованиям ГОСТ 12.2.025-76, класс защиты - II.

Устройство и принцип работы

Электролечебный аппарат для гальванизации позволяет регулировать в цепи пациента силу постоянного тока, получаемого путем выпрямления переменного тока. Аппарат выполнен в настольном исполнении, а также может быть укреплен на стене. Корпус аппарата изготавливается из ударопрочного полистирола и состоит из двух частей: собственно корпуса и съемного дна.

На лицевой панели аппарата (рис. 3.5) расположены:

1 – миллиамперметр;

2 – ручка регулятора тока в цепи пациента (крайнее левое положение нулевое, соответствует совмещению точек на ручке и на панели);

3 – кнопки включения диапазонов «5» и «50» мА в цепи пациента;

4 – кнопки включения/выключения аппарата;

5 – сигнальная лампа включения аппарата;

6 – выходные клеммы для подключения проводов пациента («+» – красная или оранжевая клемма, «–» – черная;

7 – штепсельная вилка для подключения аппарата к сети.

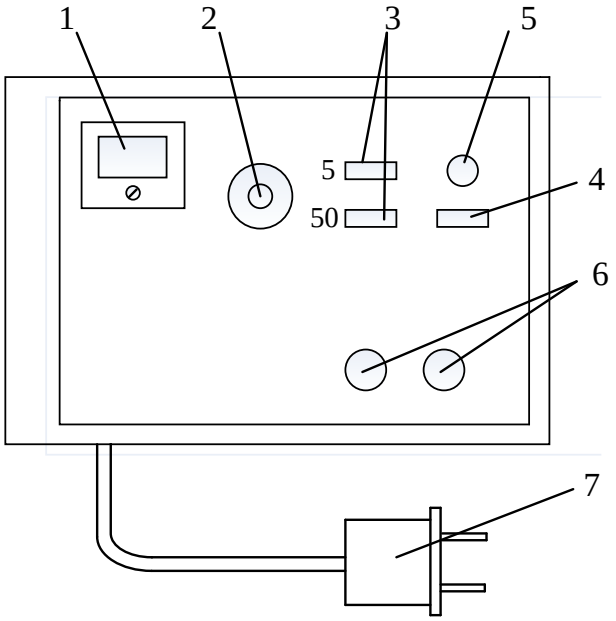


Рисунок 3.5 – Лицевая панель аппарата «Поток 1» ГЭ-50-20

Электрическая принципиальная схема аппарата приведена на рис. 3.6.

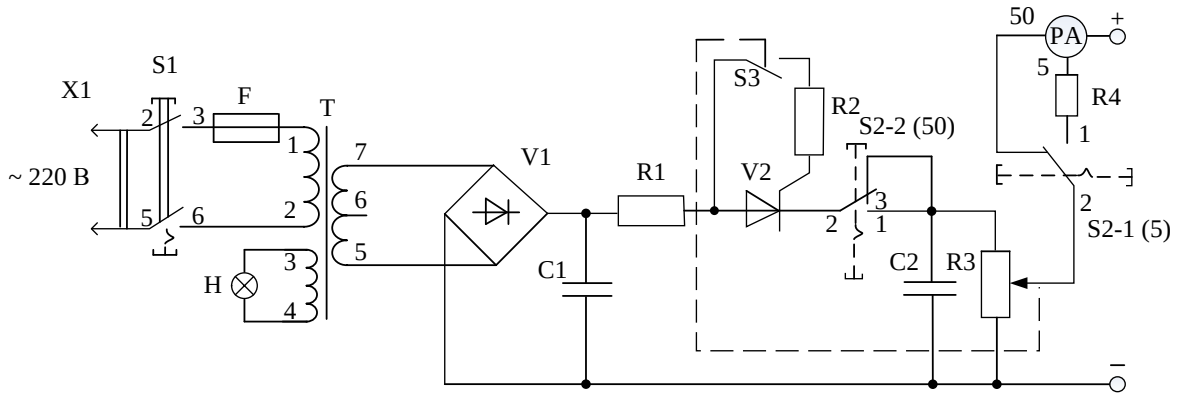


Рисунок 3.6 – Схема электрическая принципиальная аппарата «Поток-1» ГЭ-50-20

Работает аппарат следующим образом. Сетевое напряжение через трансформатор Т поступает на выпрямительный блок, собранный по мостовой схеме. Фильтрация выпрямленного напряжения осуществляется резистивно-емкостным фильтром, собранным на электролитических конденсаторах С1 и С2 и резисторах R1 и R2. Фильтр рассчитан и выполнен таким образом, что даже в случае значительного уменьшения со временем емкости конденсаторов обеспечивается коэффициент пульсаций выходного тока не более 0,5 %. Это необходимо для максимально возможного уменьшения переменной составляющей, имеющей иное физиологическое действие, чем постоянный ток.

Проволочный резистор R2, ось которого выведена на панель управления (рис. 6) обеспечивает регулирование тока в цепи пациента.

Для получения более растянутой регулировочной характеристики в области малых токов использован потенциометр R2 с нелинейной характеристикой.

Для измерения выходного тока в его цепь включен миллиамперметр, установленный на панели управления.

Аппарат имеет два диапазона измерения выходного тока. Переключение с диапазона 50 мА на диапазон 5 мА и обратно производится коммутацией отводов вторичной обмотки трансформатора Т при помощи кнопок S2-1 и S2-2. Одновременно переключаются выводы миллиамперметра PA для изменения пределов его измерений.

Для исключения бросков тока в цепи пациента в случае переключения диапазонов или включения аппарата в сеть при введенном положении (не нулевом) ручки регулятора тока, в аппарате предусмотрена автоматическая механическая блокировка, связывающая ось потенциометра R2, переключатель диапазонов S2-1 и сетевой выключатель S1. Суть блокировки состоит в том, что при ненулевом положении ручки потенциометра R2 (т.е. выходное напряжение не равно нулю) изменить положение переключателей невозможно.

Электроблокировка работает следующим образом. Если производится включение аппарата переключателем S1 при ненулевом положении ручки потенциометра R3, то ток в цепи пациента не возникает, т.к. тиристор V2 будет закрыт. При установке ручки потенциометра в нулевое положение замыкаются контакты переключателя S3, в управляющий электрод тиристора V2 начинает протекать ток и он переходит в проводящее состояние, после чего положение переключателя S3, а следовательно и ручки потенциометра R3 не имеют значения. Если в процессе работы аппарата производится переключение с диапазона «5 мА» на диапазон «50мА» или наоборот, то срабатывание переключателя S2-2 приведет к прерыванию анодного тока тиристора и последний перейдет в непроводящее состояние, т.е. закроется. Ток в цепи пациента при этом прекратится. Для возобновления тока в выходной цепи аппарата необходимо вновь перевести положение ручки потенциометра R3 в нулевое положение.

Лекция 4. АППАРАТ НИЗКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОТЕРАПИИ «АНЕТ-50 ГТ»

4.1 *Назначение и технические данные*
4.2 *Устройство аппарата*
4.3 *Управление аппаратом*

4.1 Назначение и технические данные

Аппарат представляет собой электронное устройство, предназначенное для воздействия на тело человека с лечебной целью постоянным или импульсным электрическим током небольшой силы. Аппарат может быть применён в медицинских учреждениях любого уровня для проведения процедур гальванизации и лекарственного электрофореза.

Аппарат обеспечивает:

- в зависимости от выбранного режима работы, генерирование постоянного или импульсного электрического тока;
- дозирование силы выходного постоянного электрического тока и автоматическое поддержание его на заданном уровне;
- дозирование амплитуды импульсного электрического тока, а также задание его частоты (при скважности равной 2);
- дозирование продолжительности физиотерапевтической процедуры;
- проведение процедур гальванизации и лекарственного электрофореза с двумя, тремя или четырьмя электродами с произвольно заданной полярностью;
- автоматическое увеличение тока в контуре пациента от нуля до заданного значения в начале процедуры и автоматическое уменьшение тока в контуре пациента от заданного значения до нуля в конце процедуры;
- четыре сканирующих режима по частоте модуляции выходного

тока с двумя поддиапазонами:

- от 1 до 10 Гц с дискретностью 1 Гц;
- от 10 до 100 Гц с дискретностью 10 Гц,
- где в каждом поддиапазоне изменение частоты модуляции выходного тока обеспечивается по пилообразному закону и по закону равностороннего треугольника (период сканирования во всех случаях составляет 1 мин);
- самодиагностику при включении;
- звуковую и световую сигнализацию об окончании процедуры;
- звуковую и световую сигнализацию при возникновении аварийных ситуаций и автоматическое отключение пациента;

Использование постоянного электрического тока при проведении процедур лекарственного электрофореза позволяет вводить большие количества лекарственного вещества, чем при использовании импульсного тока. Однако, под действием импульсного тока лекарственные препараты вводятся на большую глубину. Сканирующие режимы предназначены для проведения научных исследований и разработки новых методов и методик электротерапии.

4.2 Устройство аппарата

Принцип действия аппарата основан на понижении напряжения питающей сети, его выпрямлении и сглаживании пульсаций. Поскольку дозируемым параметром при проведении процедур гальванизации и лекарственного электрофореза является выходной ток, то в аппарате для этого используется регулируемый стабилизатор тока с двумя обратными связями, позволяющими осуществлять его стабилизацию на заданном уровне как при изменении напряжения питания аппарата, так и при изменении сопротивления нагрузки в процессе проведения процедуры.

Микропроцессорная система импульсного управления позволяет легко устанавливать режим работы (непрерывный или импульсный),

требуемые параметры воздействия (сила выходного тока, его частота в импульсном режиме и продолжительность процедуры), полярность электродов и контролировать значения всех параметров с помощью светодиодных индикаторов.

Структурная схема аппарата приведена на рис. 4.1.

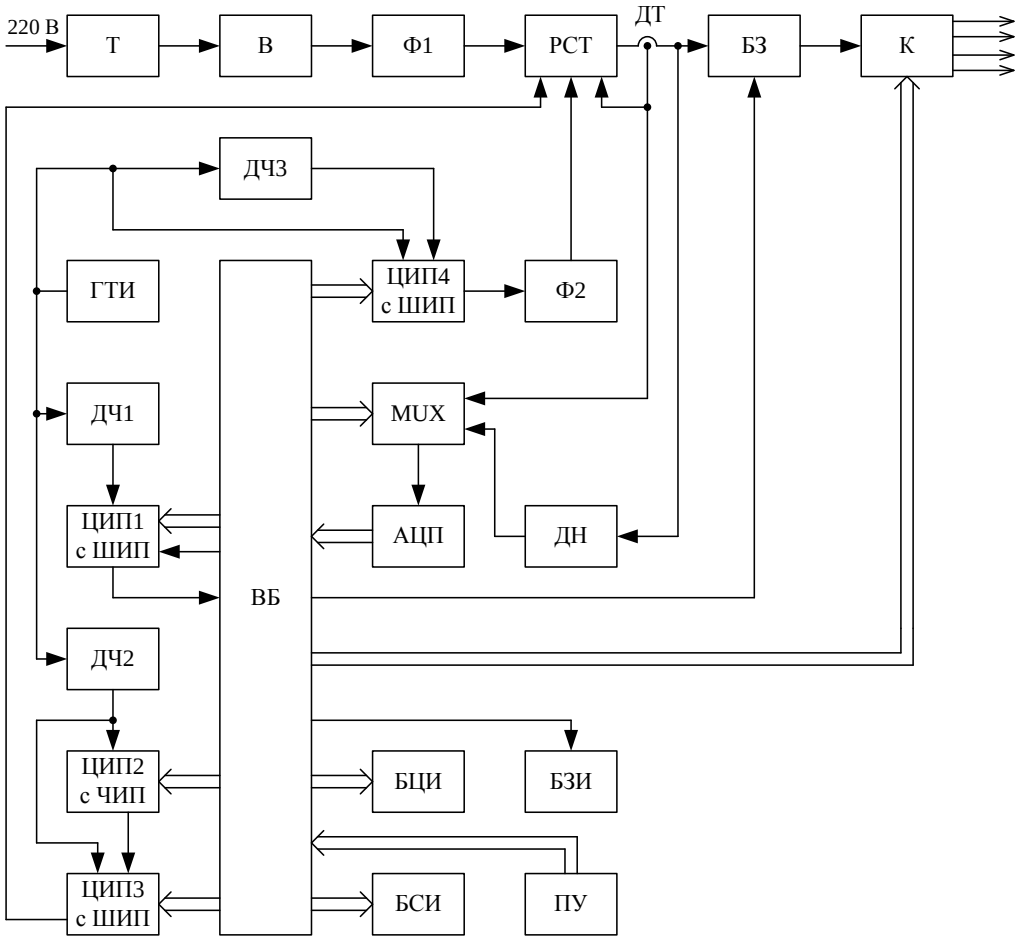


Рисунок 4.1. Структурная схема аппарата «АНЕТ-50 ГТ»

Напряжение питания 220 В подается на вход сетевого понижающего трансформатора (Т). Этот трансформатор имеет три вторичных обмотки и дополнительную изоляцию между ними и первичной обмоткой, что обеспечивает требуемый уровень защиты пациента и обслуживающего медицинского персонала о поражения электрическим током. С выхода одной из вторичных обмоток трансформатора Т напряжение поступает на выпрямитель (В), а затем на входной фильтр (Ф1), где происходит его выпрямление и сглаживание пульсаций. Напряжение на выходе фильтра Ф1 при номинальном напряжении питающей сети составляет порядка 40 В.

Регулирование и поддержание заданного значения выходного тока аппарата осуществляется регулируемым стабилизатором тока (РСТ). Здесь стабилизация выходного тока обеспечивается за счет введения двух обратных связей. Первая (быстродействующая) обратная связь организована путем подачи на один из входов стабилизатора РСТ сигнала с датчика тока (ДТ) в выходном контуре аппарата. Вторая (с меньшим быстродействием) обратная связь организована путем преобразования с помощью аналого-цифрового преобразователя (АЦП) сигнала с датчика ДТ в цифровой код, его сравнения в вычислительном блоке (ВБ) с кодом, соответствующим заданию по току, и формирования (в виде цифрового кода) сигнала управления. Полученный таким образом сигнал управления с помощью цифро-импульсного преобразователя ЦИП4 с широтно-импульсным законом преобразования (ШИП) преобразуется в импульсную последовательность с информационным показателем – длительность импульсов (ширина) и частотой модуляции, соответствующей частоте синхросигналов, формируемых на выходе делителя частоты ДЧ3. Среднее значение выходного сигнала ЦИП3 с ШИП выделяется фильтром Ф2 и поступает на стабилизатор РСТ. Наличие двух обратных связей позволяет обеспечивать стабилизацию выходного тока аппарата при широких диапазонах изменений напряжения его питания и сопротивления нагрузки.

Задание режимов работы аппарата и всех параметров воздействия осуществляется с помощью пульта управления (ПУ), представляющего собой набор кнопок. Информация с пульта управления поступает вычислительный блок (ВБ), где формируются соответствующие сигналы управления, а параметры воздействия (частота, сила тока и продолжительность процедуры) отображаются на индикаторах блока цифровой индикации (БЦИ).

Функцию процедурных часов выполняет ЦИП1 с ШИП. Тактовые импульсы на него подаются с генератора импульсов (ГТИ) через делитель частоты ДЧ1. По сигналу «ПУСК», который поступает на ВБ при нажатии соответствующей кнопки на пульте управления, в преобразователь ЦИП1 с

ШИП загружается число, соответствующее продолжительности процедуры, и начинается его отсчет. Отсчет этого числа производится путем уменьшения его на единицу с приходом каждого тактового импульса от делителя ДЧ1. По окончании отсчета числа (т.е. при достижении нуля начальным содержимым ЦИП1 с ШИП), на выходе ЦИП1 с ШИП формируется сигнал о завершении процедуры, который поступает на вычислительный блок, а последний обеспечивает автоматическое отключение пациента от аппарата и соответствующую световую и звуковую сигнализацию с помощью блоков световой (БСИ) и звуковой индикации (БЗИ).

Формирование импульсной последовательности для модуляции выходного тока аппарата осуществляется с помощью преобразователей ЦИП2 и ЦИП3 с частотно-импульсным (ЧИМ) и широтно-импульсным (ШИМ) законами преобразований соответственно. При этом, в ЦИП2 с ЧИП загружается число соответствующее заданной частоте модуляции выходного тока аппарата, а в ЦИП3 с ШИП загружается число соответствующее длительности модулирующих импульсов. Значение последнего числа определяется в вычислительном блоке с учетом заданного значения частоты модуляции таким образом, чтобы при любой заданной частоте скважность (отношение периода следования импульсов к их длительности) всегда была равна 2 (т.е. длительность импульса равна продолжительности паузы, а среднее значение выходного тока аппарата в два раза меньше амплитудного значения, которое отображается на соответствующих индикаторах блока БЦИ). Тактовые импульсы на преобразователи ЦИП2 с ЧИП и ЦИП3 с ШИП поступают от делителя частоты ДЧ2. Отсчет чисел, загруженных в эти преобразователи, происходит аналогично тому, как он происходит в ЦИП4 с ШИП (см. выше). Таким образом, на выходе ЦИП3 с ШИП формируется некоторая импульсная последовательность, которая поступает на вход стабилизатора РСТ. Наличие указанной последовательности обеспечивает модуляцию выходного тока аппарата с заданной частотой и скважностью равную двум.

Датчик тока ДТ совместно с датчиком напряжения (ДН) служат для выявления аварийных ситуаций в процессе самодиагностирования аппарата и в процессе отпуска процедур. Выходные сигналы этих датчиков преобразуются в цифровые коды с помощью одного преобразователя АЦП, в последовательности, которая задается вычислительным блоком и отрабатывается аналоговым мультиплексором (MUX). При выявлении аварийных ситуаций сигнал с выхода вычислительного блока подается на блок защиты (БЗ) и пациент отключается от аппарата. При этом световой сигнал красного цвета – «АВАРИЯ» и прерывистый звуковой сигнал укажут на возникновение аварийной ситуации. Если авария была выявлена в процессе проведения процедуры, то на индикаторе «ТАЙМЕР мин» будут отображаться символы, соответствующие продолжительности временного интервала, оставшегося до ее окончания. Своевременное выявление аварийных ситуаций позволяет проводить процедуры гальванизации и лекарственного электрофореза без риска оказать воздействие на пациента ненормированной силой тока.

Коммутатор (К) предназначен для задания любой полярности каждого из электродов. Следует отметить, что случайное задание одинаковой полярности всех электродов (что возможно только при использовании четырехпроводного кабеля пациента) воспринимается вычислительным блоком как аварийная ситуация. Начать процедуру после этого возможно только при условии обеспечения замкнутого контура в выходной цепи аппарата (т.е. при надежном контакте электродов с телом пациента полярность хотя бы одного из них должна быть отличной от полярности других электродов).

4.3 Управление аппаратом

Управляют аппаратом и контролируют его работу с помощью органов управления и элементов индикации, расположенных на верхней панели (рис. 4.2).

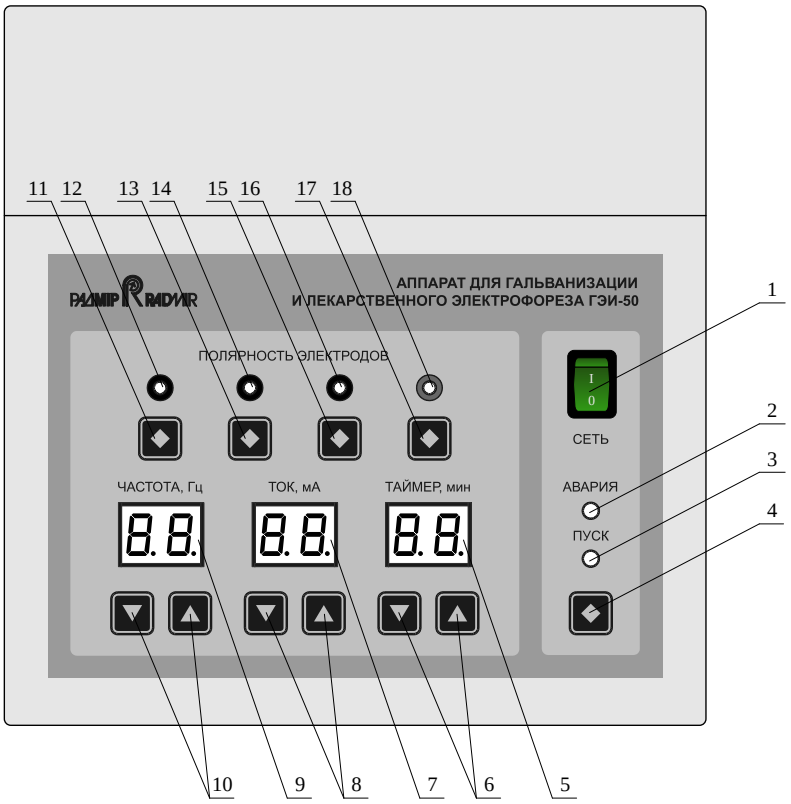


Рисунок 4.2 – Вид аппарата «АНЕТ-50 ГТ» со стороны верхней (лицевой) панели

На верхней (лицевой) панели аппарата расположены:

1 – клавиша-индикатор «СЕТЬ» для подключения аппарата к питающей сети и его индикации включённого состояния;

2 – светодиодный индикатор красного цвета «АВАРИЯ» для сигнализации о возникновении аварийной ситуации (свечение индикатора сопровождается звуковым сигналом);

3 – светодиодный индикатор зеленого цвета «ПУСК» для сигнализации о работе аппарата на нагрузку (в выходном контуре аппарата протекает ток с заданными параметрами);

4 – кнопка «ПУСК» для начала проведения процедуры и ее досрочного прекращения;

5 – светодиодный цифровой индикатор «ТАЙМЕР, мин» для задания продолжительности процедуры в минутах до ее начала и отображения информации о временном интервале, оставшемся до окончания процедуры после ее начала (на последней минуте процедуры продолжительность временного интервала отображается в секундах);

6 – кнопки «▼» и «▲» для задания продолжительности процедуры (во время проведения процедуры блокированы);

7 – светодиодный цифровой индикатор «ТОК, мА» для задания силы (амплитуды в импульсном режиме) выходного тока до начала процедуры и отображения его значения в процессе проведения процедуры;

8 – кнопки «▼» и «▲» для задания силы (амплитуды в импульсном режиме) выходного тока (во время проведения процедуры блокированы);

9 – светодиодный цифровой индикатор «ЧАСТОТА, Гц» для задания до начала процедуры частоты модуляции выходного тока в импульсном режиме работы аппарата или задания других режимов работы:

НР – непрерывный режим работы (в выходном контуре аппарата протекает постоянный ток);

С1 – первый сканирующий режим работы (частота модуляции выходного тока аппарата изменяется от 1 до 10 Гц за 1 мин по пилообразному закону);

С2 – второй сканирующий режим работы (частота модуляции выходного тока аппарата изменяется от 1 до 10 Гц за 1 мин по закону равностороннего треугольника);

С3 – третий сканирующий режим работы (частота модуляции выходного тока аппарата изменяется от 10 до 100 Гц за 1 мин по пилообразному закону);

С4 – четвертый сканирующий режим работы (частота модуляции выходного тока аппарата изменяется от 10 до 100 Гц за 1 мин по закону равностороннего треугольника);

10 – кнопки «▼» и «▲» для задания частоты модуляции выходного тока в импульсном режиме работы аппарата или задания других его режимов работы (во время проведения процедуры блокированы);

11 – светодиодный индикатор полярности «желтого» электрода:

– красный цвет – положительная полярность электрода (анод);

– зеленый цвет – отрицательная полярность электрода (катод);

12 – кнопка для задания полярности «желтого» электрода;

13 – светодиодный индикатор полярности «красного» электрода:

– красный цвет – положительная полярность электрода (анод);

– зеленый цвет – отрицательная полярность электрода (катод);

14 – кнопка для задания полярности «красного» электрода;

15 – светодиодный индикатор полярности «зеленого» электрода:

– красный цвет – положительная полярность электрода (анод);

– зеленый цвет – отрицательная полярность электрода (катод);

16 – кнопка для задания полярности «зеленого» электрода;

17 – светодиодный индикатор полярности «черного» электрода:

– красный цвет – положительная полярность электрода (анод);

– зеленый цвет – отрицательная полярность электрода (катод);

18 – кнопка для задания полярности «черного» электрода или его отключения при проведении процедуры с четырехпроводным кабелем и тремя электродами.

Сетевой шнур и кабель пациента подключают к соответствующим разъемам, расположенным на задней стенке аппарата (рис. 4.3).

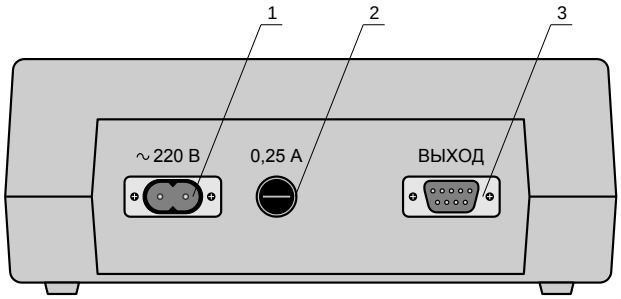


Рисунок 4.3 – Задняя стенка аппарата «АНЕТ-50 ГТ»
1– разъем «~ 220 В» для подключения сетевого шнура;
2– держатель предохранителя «0,25 А»;
3– разъем «ВЫХОД» для подключения кабеля пациента.

Задание параметров воздействия

Задают требуемые параметры воздействия для проведения процедуры следующим образом:

- нажимая на соответствующие кнопки «▼» и «▲» и контролируя показания светодиодных цифровых индикаторов, выбирается режим

работы аппарата и вводятся заданные значения соответствующих параметров – режимы работы или частота модуляции выходного тока на индикаторе «ЧАСТОТА, Гц», сила выходного тока или амплитуда его импульсов (для импульсных режимов) на индикаторе «ТОК, мА», продолжительность процедуры на индикаторе «ТАЙМЕР, мин»;

- нажимая на соответствующие кнопки «ПОЛЯРНОСТЬ ЭЛЕТРОДОВ» и контролируя цвет светодиодных индикаторов, задается полярность «красного» и «зеленого» электродов (при использовании двухпроводного кабеля пациента). При использовании четырехпроводного кабеля пациента, задается полярность «желтого», «красного», «зеленого» и «черного» электродов. При использовании четырехпроводного кабеля пациента и проведении процедуры с тремя электродами «черный» электрод следует отключить с помощью соответствующей кнопки. Полярность электродов задается в соответствии с требованиями методики проведения процедуры.

Пуск аппарата

Переводят аппарат в режим генерирования тока в контуре пациента путем нажатия кнопки «ПУСК». Если в процессе самодиагностирования аварийных ситуаций выявлено не было, то светодиодный индикатор «ПУСК» загорится зеленым цветом ток в контуре пациента автоматически увеличится от нуля до заданного значения (свечение индикатора «ПУСК» будет прерывистым до тех пор пока сила тока в контуре пациента не достигнет заданного значения). На индикаторе «ТАЙМЕР, мин» при этом будет отображаться продолжительность временного интервала в минутах, оставшегося до окончания процедуры (на последней минуте процедуры продолжительность временного интервала отображается в секундах). В конце процедуры ток в контуре пациента автоматически уменьшится от заданного значения до нуля. Для досрочного прекращения процедуры достаточно нажать «ПУСК», светодиодный индикатор «ПУСК» при этом погаснет, а пациент будет отключен от аппарата.

Лекция 5. ЭЛЕКТРОТЕРАПИЯ ИМПУЛЬСНЫМИ ТОКАМИ

5.1 *Параметры электрических сигналов в терапии импульсными токами*
5.2 *Влияние емкостной составляющей импеданса тканей организма*
5.3 *Методы электротерапии импульсными токами*

5.1 Параметры электрических сигналов в терапии импульсными токами

В современной электротерапии широко применяются импульсные токи, представляющие собой периодически следующие электрические сигналы с заданными временными параметрами и амплитудой. Идеализированные временные диаграммы такого тока приведены на рис. 5.1.

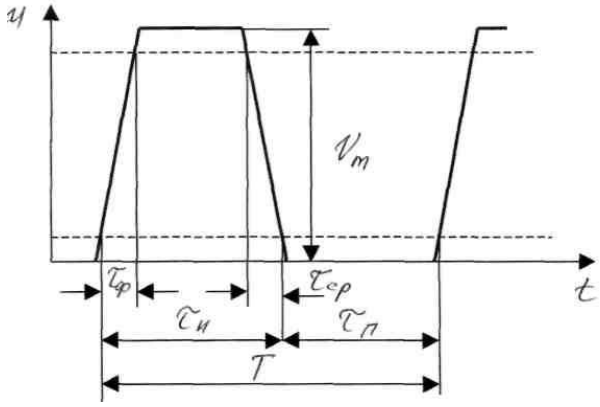


Рисунок 5.1 Параметры импульсных токов

Действие электрического тока на организм, помимо силы тока, характеризуемого амплитудным I_m и средним $I_{ср}$ значением, существенно зависит от временных параметров: $\tau_и$ – длительность импульса; T – периода повторения или f – частоты следования;$\tau_ф$ – длительность фронта $\tau_{ср}$ – длительность среза.

Соотношение между длительностью импульсов и периодом их следования (для прямоугольных импульсов, когда $\tau_ф << \tau_и$ и $\tau_{ср} << \tau_и$) называется скважностью:

$$S = T \;\; \tau_и;$$

обратная величина называетсякоэффициентом заполнения

$$K = \tau_и \;\; T.$$

Раздражающее действие импульсного тока при данных временных

параметрах обусловлено его амплитудным значением I_m. Однако во многих электротерапевтических аппаратах для измерения силы тока применяются магнитоэлектрические приборы, фиксирующие среднее значение импульсного тока. В этой связи необходимо знать соотношение между амплитудным значением тока и его средним значением. Так, например, для прямоугольных импульсов это соотношение имеет вид:

$$I_m = I_{cp} \cdot S$$

для синусоидальных импульсов после однополупериодного выпрямления;

$$I_m = I_{\text{ср}} \cdot \pi$$

для синусоидальных импульсов после двухполупериодного выпрямления

$$I_m = I_{\text{ср}} \cdot \pi \ 2.$$

В современных условиях имеется возможность получать импульсные токи с любыми необходимыми параметрами. Для электротерапии используются импульсы различной формы, длительность от десятков микросекунд до нескольких секунд с частотой от долей до 10^4 Гц. При необходимости может обеспечиваться независимое регулирование длительности импульсов и частоты их повторения. Некоторые основные виды импульсов, используемых в электротерапии показаны на рис. 5.2.

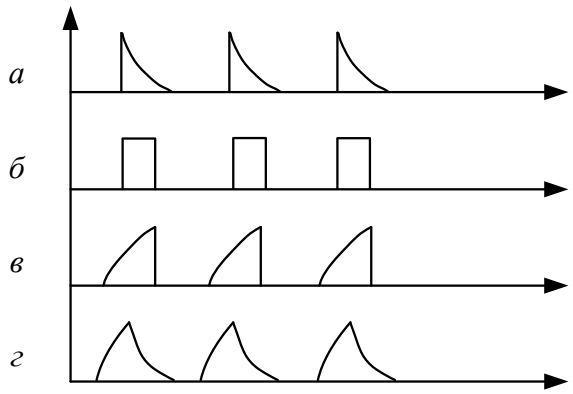


Рисунок 5.2 – Виды импульсных токов:
а – импульсы с экспоненциальным срезом; *б* – прямоугольные импульсы
в – импульсы с экспоненциальным фронтом; *г* – импульсы с экспоненциальным фронтом и срезом

Следует отметить, что у отдельных видов диадинамических токов амплитуда импульсов не постоянна, а изменяется по определенному закону.

Так, например, постоянное увеличение и спадание амплитуды импульсов обеспечивает более плавное, безболезненное сокращение мышц.

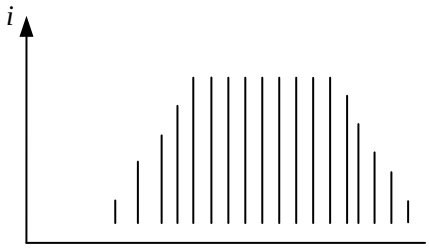


Рисунок 5.3 – Серия импульсов тока с изменяющейся амплитудой

5.2 Влияние емкостной составляющей импеданса тканей организма

Применяя импульсный и особенно переменный ток для воздействия на ткани организма, следует учитывать, что электропроводимость тканей имеет емкостную составляющую, обусловленную поляризационными явлениями в тканях. В общем виде эквивалентная электрическая схема для цепи, содержащей ткани организма, при воздействии импульсными и переменными токами, представлена на рис. 5.4.

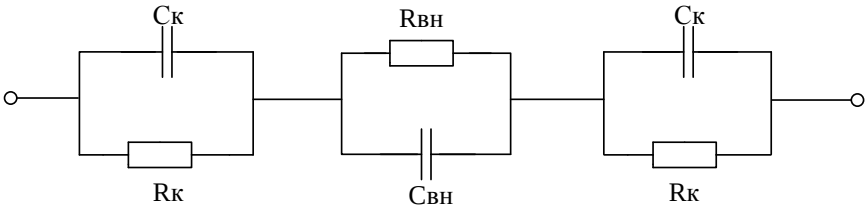


Рисунок 5.4 – Эквивалентная схема межэлектродного участка

В этой схеме $R_к$ и $C_к$ соответствуют эквивалентным сопротивлению и емкости слоя кожи и подкожной клетчатки, в которых $X_{Ск} > R_к$, $R_{ВН}$ и $C_{ВН}$ – сопротивление и емкость глубоколежащих тканей, в которых $R_{вн} > X_{Свн}$.

При небольшой площади электродов (несколько квадратных сантиметров) и незначительной силе тока (среднее значение миллиампер) для эквивалентной схемы может быть принят следующий порядок величин: 1 кОм $\leq R_к \leq$ 2 кОм; 0,03мкФ $\leq C_к \leq$ 0,05 мкФ; 0,5 кОм $\leq R_{вн} \leq$ 1 кОм; 0,01 мкФ $\leq C_{вн} \leq$ 0,02 мкФ.

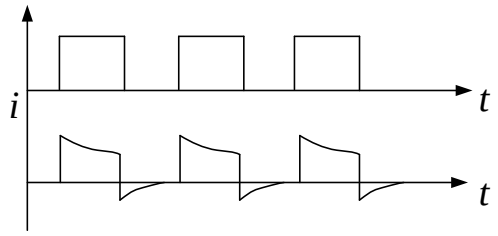


Рисунок 5.5 – Влияние реактивной емкости на форму тока

Следствием емкостных свойств тканей является то, что форма импульсов тока, проходящего через них, будет отличаться от формы импульсов приложенного напряжения. В качестве примера на рис. 5.5 показана форма импульсов тока при действии на ткани организма импульсов прямоугольной формы.

5.3 Методы электротерапии импульсными токами

При длительном вынужденном бездействии может возникнуть атрофия мышц. Для поддержания жизнедеятельности нервно-мышечного аппарата применяется электрическое раздражение нервных стволов и мышц. Такой метод называется *электростимуляцией*.

При электростимуляции применяется *моноактивная* и *биактивная*методика.

В случае использования *моноактивной методики*, один из электродов (активный) имеет малую площадь (точечный электрод), в связи с чем на нем образуется высокая плотность раздражающего тока, и он располагается в точке нанесения раздражения. Внешний вид активного электрода приведен на рис. 5.6.

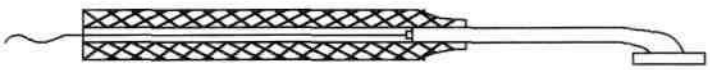


Рисунок 5.6 – Внешний вид активного электрода

Пассивный электрод в виде пластинки значительной площади (не менее 150 см^2) располагается в любом нейтральном месте: обычно в межлопаточной области при воздействии электрическим током на верхние конечности или

верхнюю половину туловища, или в крестцово–поясничной области при воздействии на нижние конечности или на нижнюю половину туловища.

Рабочая поверхность активного электрода покрывается тканью, смоченной теплым физиологическим раствором или водой. Неактивный электрод также снабжается прокладкой.

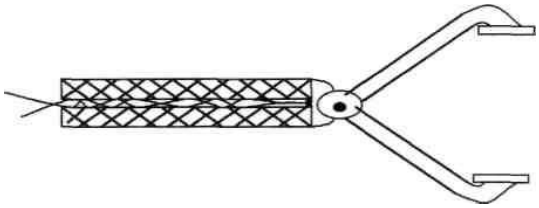


Рисунок 5.7 – Электрод для биактивной методики

При *биактивной методике* электростимуляции электроды представляют собой изогнутые стержни с утолщениями на концах, укрепленные на общей рукоятке. Стержни, называемые *браншами*. раздвижные и могут устанавливаться на необходимом расстоянии (рис. 5.7). К обеим браншам подключены провода от аппарата для электростимуляции. При этом оба электрода являются активными и располагаются по концам стимулируемой мышцы или вдоль отрезка нервного ствола.

Кроме рассмотренных могут применяться свинцовые электроды с прокладками, фиксируемые эластичными бинтами.

При электростимуляции мышц, электрическое раздражение должно подаваться на мышцу ритмически с паузами для отдыха мышц между сокращениями. При этом следует учитывать, что подвижная мышца имеет удлиненный *рефрактерный период* (период кратковременного резкого снижение возбудимости живых тканей, наступающий после каждой вспышки возбуждения) и быстрее утомляется, поэтому паузы должны быть более длительными, чем в случае здоровой мышцы.

В тех случаях, когда у больного сохранена возможность хотя бы незначительного активного движения с помощью пораженных мышц применяют «*активную*» *стимуляцию*, которая заключается в том, что электрическое раздражение производится одновременно с попыткой

больного совершить необходимое движение. При этом электрическое раздражение усиливает сокращение мышц и т. о., способствует более полному восстановлению нарушенной функции. Включение электростимуляции при этом производится с помощью ручного или ножного управления самим больным.

Помимо рассмотренной выше электростимуляции мышц опорно-двигательного аппарата, большое практическое значение имеет использование импульсных токов при лечении заболеваний с целью борьбы с болями, отеками и др. отклонениями.

В основном электростимуляция основана на раздражающем действии импульсного тока. Однако при определенных параметрах и при соответствующих условиях воздействия импульсный ток может вызывать процессы в центральной нервной системе. Метод воздействия на головной мозг импульсным током с целью вызывать торможение, переходящее в сон, называется *электросном*.

При электросне воздействие на головной мозг осуществляется через электроды, наложенные на закрытые глаза и сосцевидные отростки височных костей, импульсным током прямоугольной формы при длительности импульсов порядка 0,2...0,5 мс и частоте повторения, регулируемой в пределах 1...5 до 80...100 Гц. Частота импульсов подбирается для каждого больного индивидуально, а сила тока устанавливается такой, чтобы его воздействие не достигало беспокоящей больного интенсивности.

Импульсный электрический ток все шире используется для стимуляции внутренних органов. Наиболее широко в медицинскую практику вошел метод стимуляции сердца – *электрокардиостимуляция*. Существуют аппараты для стимуляции желудочно-кишечного тракта, диафрагмы (Д – куполообразная мышца, разделяющая грудную и брюшную полости),мочеполовых и других органов.

Лекция 6. ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ СКЕЛЕТНОЙ МУСКУЛАТУРЫ.

6.1 *Основы метода*
6.2 *Параметры воздействия*
6.3 *Физиологическое действие*
6.4 *Дозирование процедур, показания и противопоказания*
6.5 *Аппаратное обеспечение*

6.1 Основы метода

При прохождении через ткани импульсного тока в моменты его быстрого включения и прерывания у полупроницаемых клеточных мембран происходит внезапное скопление большого количества одноименно заряженных ионов. Это приводит клетку в состояние возбуждения, сопровождающееся двигательной реакцией, если воздействие проводится на двигательный нерв или мышцу. Ритмический постоянный ток и различной длительности одиночные импульсы экспоненциальной или прямоугольной формы при пороговой силе тока вызывают одиночное сокращение мышц в момент его замыкания. Стимуляция нервно-мышечного аппарата серией импульсов с частотой от 5–15 до 150 Гц ведет к тетаническому сокращению мышц, близкому по форме к произвольным движениям.

Импульсные электрические токи, вызывая двигательное возбуждение и сокращение мышц, одновременно рефлекторно усиливают крово- и лимфообращение, а также весь комплекс обменно-трофических процессов, направленных на энергетическое обеспечение работающих мышц, оказывают антипарабиотическое действие на нервные ткани. В них активируются пластические процессы, синтез нуклеиновых кислот. У больных с периферическими парезами электростимуляция способствует предотвращению мышечной атрофии, повышению сократительной способности, тонуса мышц, улучшению проводимости нервных стволов и электровозбудимости нервно-мышечного аппарата, ослаблению торможения сегментарных мотонейронов в зоне функциональной

асинапсии, а следовательно, уменьшению степени тяжести двигательных расстройств, восстановлению объема движений.

Благодаря сегментарно-рефлекторным взаимосвязям во время электростимуляции происходит не только улучшение деятельности непосредственно стимулируемых нервов и мышц, но и усиливаются метаболические процессы в симметричных мышцах, активизируется нейрогуморальная регуляция органов и тканей.

У больных с центральными парезами вследствие устранения дисбаланса между облегчающими и тормозящими супраспинальными структурами электростимуляция повышает уровень регуляции двигательного акта, частично восстанавливает реципрокные отношения и сократительную способность мышц-антагонистов, формирует новый динамический стереотип, активирует функционально недеятельные нейроны вокруг очага поражения, способствует снижению спастичности, увеличению объема движений и улучшению координации.

Стимулирование функции мышечных элементов внутренних органов ведет к улучшению не только их деятельности, но и взаимодействующих с ними и регулирующих их систем. Это способствует уменьшению или ликвидации имеющихся патологических процессов функционального характера. Электростимуляция также приводит к улучшению ослабленной функции сфинктеров, улучшает секреторную и моторную функции органа.

6.2 Параметры воздействия

Для электростимуляции нервно-мышечного аппарата человека используют различные импульсы, которые условно можно разделить на две группы: импульсы низкой частоты (до 1000 Гц) и импульсы средней частоты (от 1 до 100 кГц).

Параметры импульсов выбираются иногда на основе общих соображений. Нередко их подбирают просто, исходя из субъективных ощущений пациента, подвергающегося воздействию.

Оптимальным электростимулирующим импульсом, вызывающим сокращение мышцы, является импульс, который имеет минимальную мощность и оказывает наименьшее воздействие на кожу и ее рецепторы. Для лабораторных исследований удобна прямоугольная форма импульса, облегчающая количественный анализ, дозировку стимулов и допускающая достаточно простую конструкцию аппаратуры. Раздражение импульсами одной полярности приводит к “химическому” повреждающему эффекту, аналогичному длительному действию на ткань постоянного тока, из-за смещения ионов в одну сторону под воздействием монофазных сигналов. Во избежание явлений электролиза в системе электроды–кожа следует использовать импульсы чередующейся полярности.

Электростимуляция скелетной мускулатуры в зависимости от амплитуды сигналов и порога возбуждения стимулируемой нервно-мышечной структуры осуществляется в одном из следующих режимов: подпороговый, пороговый и надпороговый.

Подпороговый режим воздействия не вызывает сокращения мышцы, регистрируемого визуально или при помощи датчика. В опытах с подпороговой стимуляцией нервно-мышечного аппарата при выполнении динамической или статической работы было обнаружено повышение его работоспособности. При электростимуляции подпороговыми сигналами 5 раз в неделю (длительность процедуры 10 мин) в течение месяца нарастала сила и возбудимость мышц. Анализ данных проводился путем оценки электромиограмм, интегральной электрической активности мышцы и эргограмм. Полученные результаты можно объяснить тем, что эфферентная стимуляция связана со способностью рецепторов (в том числе проприорецепторов) длительно отвечать на раздражение импульсами, в связи с чем через спинальные мотонейроны одноименных сегментов замыкается обратная связь, т. е. возникающая в ответ эфферентная импульсация поддерживает мышечный тонус и трофические процессы на более высоком уровне, чем в покое. Следовательно,

стимулирующее воздействие влияет в основном на эфферентную систему. Этот режим целесообразно использовать в клинической практике и в других случаях, сопровождающихся гиподинамией, он может сочетаться с воздействием пороговых и надпороговых стимулов.

Пороговый режим представляет собой такое воздействие, при котором происходит едва регистрируемое сокращение стимулируемой мышцы. Эффект воздействия заключается не только в эфферентной электростимуляции, но и в непосредственном влиянии на нервно-мышечные структуры. Например, применяется так называемый электромассаж, т. е. такая процедура, при которой стимулирующие сигналы вызывают фасцикулярные подергивания мышечных волокон, но вся мышца не напрягается и движения в суставе не происходит. Электромассаж приводит к улучшению рабочих параметров мышцы и может частично заменить двигательную тренировку. Электростимуляцию следует проводить по меньшей мере 3 раза в неделю, так как при этом ее эффективность вдвое выше, чем при двухразовой тренировке.

Надпороговый режим представляет собой такое воздействие, при котором сокращение стимулируемой мышцы больше порогового, при этом оно может иметь различную степень выраженности. Эффект воздействия сходен сдостигаемым при пороговом режиме электростимуляции, однако непосредственное влияние на нервно-мышечные структуры оказывается более сильным, четко выражено эфферентное влияние на все уровни двигательного анализатора и целостный организм. Вызванное максимальное сокращение мышцы может поддерживаться дольше и повторяться большее число раз, чем при произвольных усилиях.

Здесь возможны два варианта:

- один высокоамплитудный импульс вызывает сокращение мышцы, а ему предшествует (или следует за ним) низкоамплитудный импульс противоположной полярности, но равной энергии (рис. 6.1, а, б);
- чередуется полярность одинаковых по своим параметрам

прямоугольных импульсов (рис. 6.1, *в*). Частным случаем может быть чередование полярности парных импульсов (рис. 6.1, *г*), которые используются для того, чтобы снизить амплитуду стимулов и тем самым уменьшить раздражающее воздействие на рецепторы кожи.

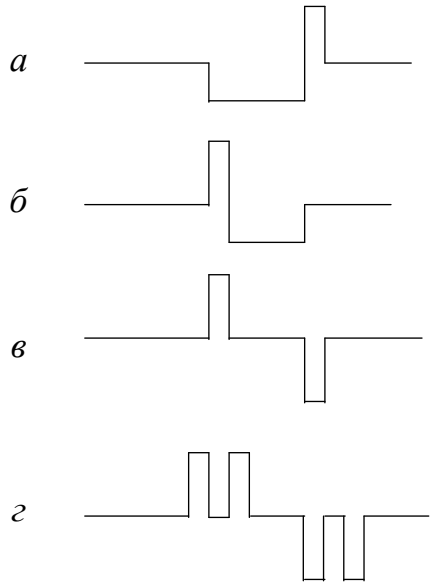


Рисунок 6.1 – Прямоугольные импульсы с чередующейся полярностью

Вопрос о частоте следования импульсов при электростимуляции для каждого конкретного исследования решается методом проб. При электростимуляции мышцы посредством раздражения иннервирующего ее нерва максимальная частота следования сигналов лимитируется лабильностью нервно-мышечного синапса как наиболее инерционной структуры. Нижняя граница частоты следования определяется необходимостью исключения последействия предыдущего стимула на последующий. Это позволяет адресовать электростимулирующие сигналы различным структурам. Так, для получения сосудорасширяющего эффекта воздействуют импульсами с частотой 20–50 Гц ; оптимальная частота следования составляет 1–10 Гц для возбуждения симпатических нервов и 25–100 Гц для возбуждения парасимпатических; подавление деятельности симпатического отдела достигается при помощи синусоидального тока с частотой 100 Гц, угнетение болевых ощущений – импульсным током с частотой следования от 80 до 250 Гц.

6.3 Физиологическое действие

Во избежание замедления скорости сокращения мышцы, подвергающейся электростимуляции, целесообразно применение двух режимов, один из которых обеспечивает получение медленных (тонических) напряжений, а другой позволяет осуществлять быстрые (кинетические) сокращения. Длительность времени сокращений и интервалы между ними должны быть индивидуализированы для каждой мышцы так, чтобы не наступало выраженного утомления.

Касаясь механизма возникновения болеутоляющего эффекта, следует отметить, что наилучший результат достигается при приложении электрического тока непосредственно в болевых точках. Считается, что для угнетения болевых ощущений при использовании импульсных токов наиболее приемлемы частоты следования от 80 до 250 Гц.

При проведении процедур электростимуляции целесообразно поддерживать температуру воздуха в пределах 18–22 °С. Если температура внешней среды равна 30–40 °С, то уменьшается время работоспособности мышц. Это объясняется тем, что при выполнении мышцами работы в теплом помещении значительный системный кровоток в коже уменьшает поступление крови в мышцы, хотя не изменяется объем крови, выбрасываемой сердцем в единицу времени.

6.4 Дозирование процедур, показания и противопоказания

В клинической практике длительность процедуры электростимуляции колеблется от 1 до 30 мин, а общий курс лечения включает от 5 до 15 сеансов. Во всех случаях электростимуляции между управляющим устройством (стимулятором) и управляемым объектом имеется прямая связь, т. е. осуществляется передача энергии от электростимулятора к нервно-мышечным структурам. В зависимости от целей применения электростимуляции различаются как сами

электростимуляторы, так и методики воздействия.

Показаниями к электростимуляции являются: двигательные нарушения (парезы, параличи) вследствие заболеваний и травм центральной и периферической нервной систем; вторичная гипо- или атрофия мышц в результате длительной иммобилизации после переломов костей; сколиоз; стимуляция мышц с целью улучшения периферического артериального и венозного кровообращения, лимфооттока; стимуляция диафрагмы и мышц передней брюшной стенки для улучшения дыхания; увеличение и укрепление мышечной массы у спортсменов; нарушения двигательной или замыкательной функции желудка, кишечника, желчевыводящих путей, мочевого пузыря, мочеточников, матки и ее придатков и др.

Противопоказаниями служат: мерцательная аритмия, политопная экстрасистолия, высокая артериальная гипертензия, частые сосудистые кризы, наклонность к кровотечению и кровоточивость, варикозная болезнь, острые воспалительные процессы, лихорадка, переломы костей до их консолидации, а также общие противопоказания для проведения физиотерапевтических процедур.

6.5 Аппаратное обеспечение

По функциональному назначению можно выделить два класса электростимуляторов нервно-мышечного аппарата:

- для электрофизиологических исследований;
- для профилактики заболеваний, тренировки и лечения.

Возможны варианты конструкции электростимуляторов с отдельными функциональными свойствами, присущими обоим классам.

Электростимуляторы электрофизиологического назначения могут быть подразделены на два подкласса: используемые для определения различных характеристик электровозбудимости (реобазы, хронаксии, порога аккомодации, кривых сила–длительность, сила–интервал и др.) и используемые для получения и регистрации биоэлектрического ответа

нервно-мышечного аппарата на электрический стимул (стимуляционная электромиография). Для определения электровозбудимости нервно-мышечного аппарата наиболее часто применяют прямоугольные и пилообразные импульсы. Особенностью соответствующих электростимуляторов является возможность точной количественной оценки параметров стимулов. Поэтому к таким устройствам предъявляются высокие метрологические требования по измерению амплитуды, длительности и частоты следования импульсов.

Электростимуляторы, предназначенные для профилактики, тренировки и лечения, по своим техническим решениям делятся на одно и многоканальные, имеющие ручное управление и биоуправляемые. Наиболее распространены одноканальные аппараты с ручным управлением. Управление параметрами стимулов и режимами электростимуляции осуществляется врачом, медсестрой или же самим пациентом. Стимулятор работает по жестким программам или в полуавтоматическом режиме.

Структурная схема многоканального программируемого электростимулятора приведена на рис.6.2.

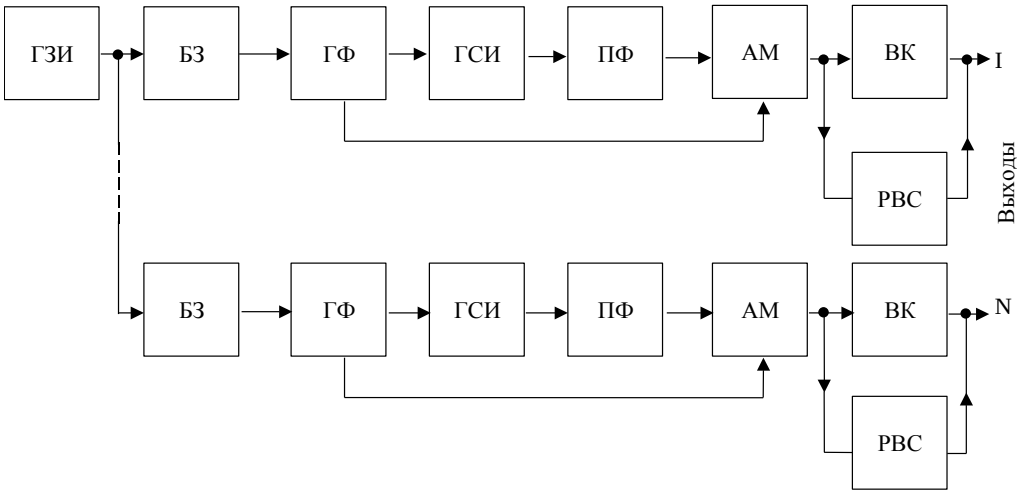


Рисунок 6.2 – Структурная схема электростимулятора

- ГЗИ – генератор запускающих импульсов; БЗ – блок задержки;
- ГФ – генератор функций;
- ГСИ – генератор стимулирующих импульсов;

- ПФ – преобразователь формы стимулирующих импульсов;
- АМ – амплитудный модулятор; ВК – выходной каскад;
- РВС – регулятор выходного сопротивления

Здесь амплитуда тока регулируется плавно в пределах от 0 до 70 мА. Период модулирующего сигнала (цикл сокращение – расслабление) равен 1, 2, 3, 4 или 5 с. Половина каналов может работать в непрерывном режиме. Глубина амплитудной модуляции 80 %, фаза между модулирующими сигналами двух подгрупп регулируется плавно в пределах от 20 до 180^0. Схема наложения электродов при многоканальной программируемой электростимуляции показана на рис. 6.3.

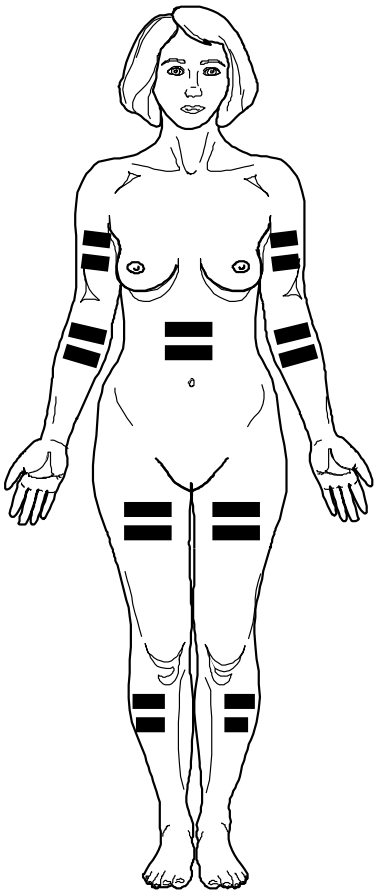


Рисунок 6.3 – Схема наложения электродов при многоканальной программируемой электростимуляции

Лекция 7. ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРЫ

7.1 *Назначение*
7.2 *Основные типы*
7.3 *Основные режимы и параметры воздействия*
7.4 *Влияние ЭМ помех*

7.1 Назначение

При нарушении проводимости нервных путей сердца от синусного узла к желудочкам, так же как и при ряде других нарушений автоматизма работы сердца, применяется искусственное поддержание нормального ритма сокращения желудочков с помощью электрической стимуляции. Для этой цели применяется электрокардиостимуляторы, которые делятся на внешние и имплантируемые.

7.2 Основные типы

Внешние электрокардиостимуляторы не имеют внешних или конструктивных особенностей, отличающих их от других типов стимуляторов. Исключением являются жесткие требования к току утечки. Внешние электрокардиостимуляторы используются только для временной стимуляции в условиях медицинского учреждения.

Имплантируемые электрокардиостимуляторы предназначены для постоянной стимуляции, причем пациент с вживляемым стимулятором может находиться в обычных для себя условиях.

Имплантируемый электрокардиостимулятор состоит из двух основных частей: собственно стимулятора, представляющего собой герметичный корпус с источником питания и деталями электрической схемы и электродов.

Объем корпуса стимулятора, как правило, не превышает 25–30 при толщине не более 10–15 мм, масса стимулятора составляет 50–75 г.

7.3 Основные режимы и параметры воздействия

Для стимуляции желудочков сердца применяются прямоугольные импульсы напряжением 3–5 В. Длительность импульсов имплантируемых электрокардиостимуляторов составляет ~1 мс, частота повторения (в асинхронном режиме) 70 ± 3 имп/мин. У внешних электрокардиостимуляторов параметры импульсов могут регулироваться в широких пределах.

Первые электрокардиостимуляторы были рассчитаны на асинхронный режим работы. Однако они обладают рядом недостатков, обусловленных тем, что если в процессе стимуляции будут восстановлены проводимости нервных путей от предсердия к желудочку, то может возникнуть конкурирующий ритм (собственный, естественный) по отношению к внешнему принудительному. В результате этого может нарушиться нормальная работа сердца.

Указанного недостатка лишены биоуправляемые электростимуляторы. Управление стимуляторами может осуществляться от P-волны или от R-зубца электрокардиограммы.

Среди P-управляемых электрокардиостимуляторов наиболее распространены P-синхронизированные. Генератор импульсов этих стимуляторов синхронизирован с P-волной, которая воспринимается специальным предсердным электродом. После усиления управляющий сигнал запускает генератор импульсов. Импульс на выходе стимулятора появляется с задержкой порядка 120 мс, что соответствует времени распространения волны возбуждения по нервной системе сердца. В случае если частота сокращений предсердий становится менее 70 или более 140 ударов в минуту, стимулятор переходит на фиксированный ритм – около 70 ударов в минуту.

Наибольшее распространение получили электрокардиостимуляторы управляемые R-зубцом, т. наз. R-запрещающие стимуляторы. Зачастую их называют стимуляторами «по требованию». Такой стимулятор генерирует стимулирующий импульс, только в том случае, если частота сердечных

сокращений становится ниже определенного значения (обычно 70 ударов в минуту). При нормальной активности сердца генератор импульсов заперт.

R-синхронизированные стимуляторы создают импульсы синхронные с R-зубцом. При нормальной частоте сокращений стимулирующий импульс попадает в абсолютную фазу сокращения мышцы желудочка и поэтому не оказывает какого-либо влияния на ее работу.

При снижении частоты сокращений стимулятор переходит на фиксированный ритм.

Биоуправляемые стимуляторы значительно более сложны, чем асинхронные. Для управления R-зубцом или P-волной необходим усилитель с чувствительностью не менее 3 мВ или 1 мВ соответственно. Для снятия R-зубца используется стимулирующий электрод, а для P-волны применяется специальный предсердный электрод.

Больные с имплантированными электрокардиостимуляторами проходят периодические обследования с целью выявления возможных изменений в состоянии стимулятора. Для контроля напряжения батарей производится измерение частоты следования стимулирующих импульсов, поскольку при истощении источника питания эта частота снижается. Контроль частоты может производиться с помощью электрокардиографа.

7.4 Влияние ЭМ помех

Серьёзной проблемой, с которой встречаются пациенты с имплантируемым электрокардиостимулятором, является влияние на работу различного рода источников помех.

Чувствительность электростимулятора к внешним помехам в значительной степени зависит от его конструкции и схемы. Биоуправляемые стимуляторы отличаются большей чувствительностью к помехам, чем асинхронные.

Действие помехи на асинхронный стимулятор может привести к некоторому увеличению частоты следования импульсов. В случае же R-

запрещающего стимулятора сигнал помехи может быть воспринят как собственная электрическая активность сердца. В результате этого прекращается подача импульсов, и пациент остаётся без стимуляции.

В современных электрокардиостимуляторах применяются различные меры по повышению их помехоустойчивости. Большое значение имеет экранировка электрической части стимулятора с помощью металлического корпуса. Широко используются фильтры защищающие стимулятор от высокочастотных полей, применяются устройства, переводящие биоуправляемые стимуляторы при наличии интенсивной помехи фиксированный ритм.

Учитывая большие уровни полей, создаваемые высокочастотными физиотерапевтическими и хирургическими аппаратами, пациенты с электрокардиостимуляторами не должны находиться в физиотерапевтических кабинетах, а также не должны подвергаться электрохирургическим воздействиям.

Лекция 8. ИМПЛАНТИРУЕМЫЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРЫ

8.1 *Назначение и технические данные стимулятора* «ЭКС-4»
8.2 *Имплантируемые электрокардиостимуляторы серии 500 (511 и 530)*
8.3 *Основные параметры*
8.4 *Амплитуда и длительность стимулирующего импульса*
8.5 *Принцип действия ЭКС*

8.1 Назначение и технические данные стимулятора «ЭКС-4»

Имплантируемый асинхронный электрокардиостимулятор «ЭКС-4» предназначен для лечения стойкой атриовентрикулярной блокады сердца.

Таблица 8.1 – Технические данные электрокардиостимулятора «ЭКС-4»

Показатель	Ед. изм.	Значение
Амплитуда прямоугольного импульса, при сопротивлении нагрузки 510 Ом	В	4,5 ± 0,5
Длительность импульса	мс	1,2 ± 0,2
Длительности фронта, не более	мс	0,1
Длительности среза, не более	мс	0,2
Относительная неравномерность вершины импульса, не более	%	40
Частота следования импульсов	имп/мин	60-75
Габаритные размеры стимулятора • длина • ширина • высота	 мм мм мм	 50 51 21
Масса стимулятора, не более	г	155

Принципиальная электрическая схема стимулятора приведена на рис. 8.1.

Источником импульсов является блокинг-генератор на транзисторе VT1. Длительность импульса определяется параметрами импульсного трансформатора T1, частота следования импульсов – значением сопротивления резистора R1 и емкости конденсатора C1.

Блокинг-генератор отпирает транзистор VT2. При этом конденсатор C2 частично разряжается через VT2 и нагрузку (сопротивление сердечной мышцы), создавая на ней стимулирующий импульс. В промежутках между импульсами конденсатор C2 подзаряжается через R2 и нагрузку.

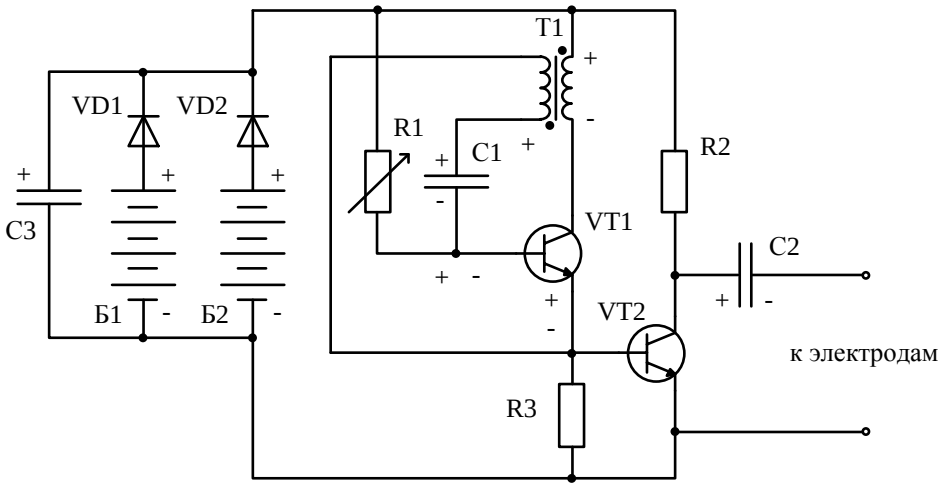


Рисунок 8.1 – Принципиальная электрическая схема стимулятора

Источником питания стимулятора, обеспечивающего работу с момента сборки на заводе-изготовителе, являются ртутно-цинковые батареи типа 5РЦ5Б, шунтированные конденсатором С3. Благодаря диодам VD1 VD2 батареи расходуют энергию поочередно. Батарея с меньшим напряжением начинает отдавать ток в нагрузку только после того, как батарея с большим напряжением разрядится на столько, что ее напряжение станет еще меньше.

Источник питания и детали стимулятора помещены в корпус из нержавеющей стали. Корпус стимулятора является анодом и соединен с минусовым полюсом источника питания. Электрод является катодом и подсоединяется к стимулятору с помощью разъема.

Стимулятор поставляется в стерильном виде, упакованным в два полиэтиленовых пакетика. Электрод к стимулятору присоединяется после введения его в желудочек (эндокардиальный) или после подшивания к миокарду (миокардиальный).

8.2 Имплантируемые электрокардиостимуляторысерии 500

Имплантируемый мультипрограммируемый однокамерный ЭКС представляет собой электронное устройство для стимуляции сердца. Широкий диапазон программ позволяет врачу при помощи неинвазивного программирования (без хирургического вмешательства) подобрать

наиболее оптимальный режим работы стимулятора соответствующий состоянию конкретного больного.

«ЭКС-530» используется как для стимуляторов желудочка, так и для стимуляции предсердия в R- P- запрещающих режимах.

«ЭКС-511»предназначен в основном для стимуляции желудочка, но при изготовлении (по спец. заказу) с повышенной чувствительностью может быть использован и для стимуляции предсердия.

«ЭКС-530» может функционировать как в моно- , так и биполярном вариантах.

«ЭКС-511» функционирует только в монополярном варианте и используется с монополярными электродами.

Источник питания: йодно-литиевая батарея. Корпус выполнен из титанового сплаваю

ЭКС программируется с помощью портативных программаторов типа «ПРОГРЭКС…»

8.3 Основные параметры

К основным параметрам ЭКС относятся: частота стимуляции, длительность импульса и его амплитуда ,чувствительность ,рефрактерный период ,гистерезис. Все параметры являются программируемыми.

Для обоих ЭКС предусмотрено одномоментное программирование группы параметров, которые называются стандартными:

Таблица 2 – Технические данные электрокардиостимуляторов

Показатель	Ед. изм.	Значение
Амплитуда прямоугольного импульса,	В	5
Частота стимуляции	имп/мин	70
Длительность импульса	мс	0,75

Частота стимуляции может перепрограммироваться от 30 до 155 имп/мин с шагом 5 имп/мин.

Базовая частота стимуляции не зависит от состояния источника питания. Но при критическом разряде батарее предусмотрено стабильное

снижение базовой частоты стимуляция на 20 % от запрограммированной и увеличение длительности импульса до 1,46 мс.

При дальнейшем разряде источника питания частота стимуляции возвращается к исходно запрограммированной, но с периодическим снижением ее на 20 %. В этом случае будет наблюдаться картинка «рваного» ритма.

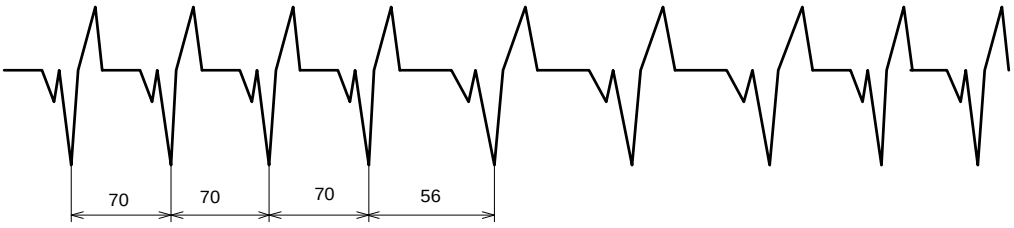


Рисунок 8.2 – Вариация частоты стимулирующих импульсов

При измерении длительности импульса, оно будет соответствовать запрограммированной при нормальной частоте стимуляции и равной 1,46 мс при увеличенном интервале стимуляции.

В общем случае сочетание частот стимуляции запрограммированной и сниженной на 20 % имеет хаотический характер.

8.4 Амплитуда и длительность стимулирующего импульса

В ЭКС-511 три номинальных значения амплитуды:2,5 В; 5,0 В; 10,0 В.

В ЭКС-530 шесть номинальных значения амплитуды:1,2 В; 2,5 В; 3,5 В; 5,0 В; 8,0 В; 10,0 В.

Длительность импульсов в обоих ЭКС имеет четыре номинальных значения: 0,25 мс; 0,5 мс; 0,75 мс; 1,0 мс.

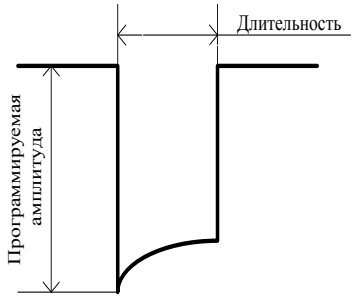


Рисунок 8.3 – Параметры стимулирующего импульса ЭКС

Комбинации амплитуды и длительности позволяют изменять энергию стимулирующего импульса в широких пределах. Чем больше амплитуда и длительность тем больше энергия и наоборот. Однако чем больше энергия тем больше и энергорасход и следовательно меньше срок эксплуатации ЭКС (от 23 лет при U_m=1,2 В τ_u=0,25 мс до 1,6 лет при U_m=10 В и τ_u=1,0 мс).

Таким образом, энергия стимулирующего импульса должна быть достаточна для того, чтобы вызвать деполяризацию миокарда, но при этом не быть чрезмерной.

8.5 Принцип действия ЭКС

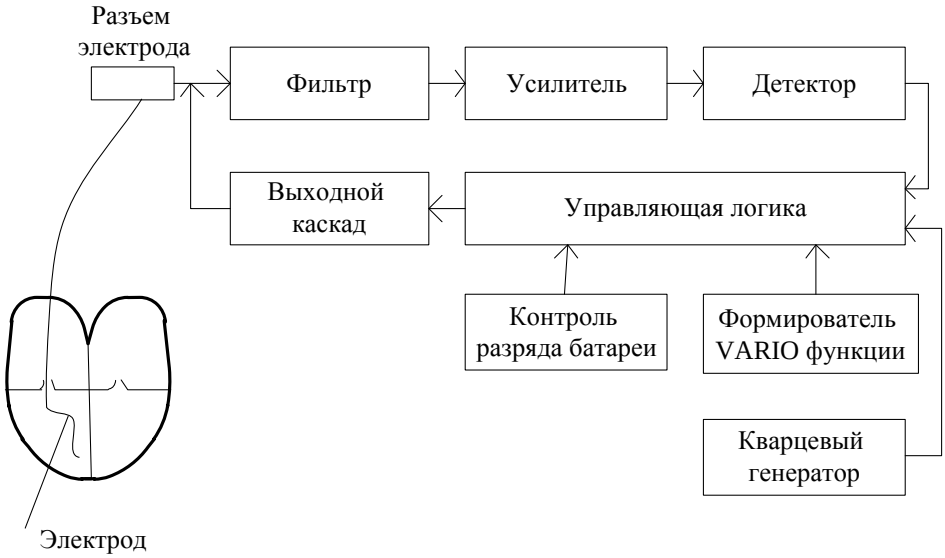


Рисунок 8.4 – Функциональная схема ЭКС серии 500

Центральным элементом ЭКС является блок управляющей логики. Кроме того он устанавливает связь между электрическими потенциалами, поступающими через электрод от сердца, и запрограммированными параметрами.

Электрический потенциал сердца через электрод улавливается и регистрируется в схеме кардиостимулятора, где фильтруются шумы и помехи, затем усиливается и подается на программируемый амплитудный

детектор электрических импульсов, которому задан порог чувствительности.

Поэтому на управляющую логику ЭКС подаются лишь эмпирические потенциалы сердца определенной частоты и ограниченные по амплитуде, определенным заранее порогом чувствительности. Если при анализе принятых и запрограммированных параметров будет установлено, что частота потенциалов сердца меньше на определенную величину, чем запрограммировано, то генератор электрических импульсов начет стимуляцию сердца с заранее запрограммированными параметрами.

Стабильность всех временных параметров обеспечиваются кварцевым генератором.

С помощью формирователя ВАРИО – функции проводят диагностический режим по измерению фактического порога стимуляции.

При проведении программирования ЭКС управляющая логика анализирует правильность переданного кода и только в том случае если код передан без ошибки, вырабатывается сообщение о приеме кода и происходит изменение программируемого параметра.

Управляющая логика с помощью блока контроля разряда батареи оценивает ее состояние и вырабатывает сообщение о необходимости замены ЭКС.

Лекция 9. ФИБРИЛЛЯЦИЯ СЕРДЦА

9.1 *Волна возбуждения сердечной мышцы*
9.2 *Причины возникновения фибрилляции*
9.3 *Принципы дефибриляции*

9.1 Волна возбуждения сердечной мышцы

В основе механической активности предсердий и желудочков сердца лежит работа мышечных волокон, сокращение которых образует в стенке предсердий или желудочков волну возбуждения. Эта волна распространяется в том направлении, в котором выталкивается кровь из полости. Наряду с мышечными волокнами сердце содержит еще так называемую проводниковую систему, которая необходима для возникновения и координированного распространения волны.

При нормальной работе сердца, как по предсердиям, так и по желудочкам сердца всегда распространяется лишь всего одна волна возбуждения в виде круговой области. Передний фронт этой волны содержит клетки, в которых возбуждение возникает, средняя ее часть не возбудимые(рефрактерные) клетки и задний фронт – клетки, к которым возвращается возбудимость (находящиеся в фазе относительной рефрактерности). Слой невозбудимых клеток образует резервную зону, поэтому при нормальных условиях не происходит столкновение двух или большего числа волн возбуждения, т.е. не возникает такая ситуация, когда фронт возбуждения встречается с клетками, находящимися в невозбужденном состоянии, и прекращает здесь свое движение. Подобным же образом исключена задержка распространения волны возбуждения и столкновение двух волн, приводящих к возникновению третьей волны.

Описанная синхронизированная передача возбуждения проявляется не только в электрическом, но и в механическом виде.

9.2 Причины возникновения фибрилляции

Однако существует целый ряд причин, которые могут вызвать повреждение или даже полный выход из строя синхронизированной системы передачи возбуждения. Наиболее распространенные причины – это поражение электрическим током, внезапное возникновение области недостаточного кровоснабжения, ишемические изменения, отравление различными веществами. Вследствие этих явлений возникает так называемая *фибрилляция* предсердий и желудочков сердца.

Фибрилляция, охватившая любую часть сердца, характеризуется полным отсутствием координации как электрической, так и механической активности мышцы. В основе фибрилляции чаще всего лежат следующие явления:

- возникает одновременно несколько волн возбуждения;
- волны возбуждения в некоторых направлениях своего распространения встречают рефрактерные клетки и прекращают свое существование;
- возникают так называемые ветвящиеся фронты возбуждения.

Если фибрилляция охватывает желудочки сердца, то возникает состояние опасное для жизни. Сразу же прекращается кровообращение, как в малом, так и в большом круге. Если работа сердца не возобновится в течении 5 мин, то наступит смерть мозга, а следовательно и гибель больного.

Если фибрилляция охватывает предсердия, то это приводит к неблагоприятным клиническим последствиям, однако при этом не возникает состояние, опасное для жизни. Это объясняется тем, что собственная насосная активность предсердий в условиях покоя или при умеренной нагрузке на организм не вносит существенного вклада в общую производительность сердца как насоса. Поэтому фибрилляция предсердий является субъективно неприятным, но по существу легким заболеванием, приводящим лишь к незначительной потере трудоспособности.

9.3 Принципы дефибриляции

Основным способом прекращения фибрилляции желудочков и восстановления работы сердца является электрическая дефибрилляция. Показанием к проведению дефибрилляции является не только электрокардиографически подтвержденная фибрилляция желудочков, но и обоснованное подозрение на возможность фибрилляции, т. е. состояние агонии или клинической смерти при отсутствии уловимых признаков продолжающейся работы сердца и кровотока в крупных артериях. Следует иметь в виду, что длительное отсутствие восстановления самостоятельных сердечных сокращений при эффективном наружном массаже сердца также чаще всего свидетельствует о фибрилляции желудочков и требует применения электрической дефибрилляции.

В основе дефибрилляции лежит пропускание через грудную клетку короткого (0,01 секунд) одиночного разряда электрического тока высокого напряжения (до 7000 В), вызывающее одномоментное возбуждение всех волокон миокарда и восстанавливающее тем самым правильные ритмичные сокращения сердца. Для проведения этой манипуляции применяют специальный прибор – электрический дефибриллятор.

Электрический заряд пропускается через тело путем прижатия двух электродов, которые в современных дефибрилляторах можно располагать на передней поверхности груди под правой ключицей и в области верхушки сердца. Оба электрода должны быть обернуты марлевой салфеткой, смоченной в солевом растворе, что обеспечивает хороший контакт и предохраняет кожу больного от ожогов. Дефибрилляция требует участия не менее 2 человек. Один из них, обычно проводящий массаж сердца, плотно прижимает электроды к телу больного, другой набирает нужную величину заряда электрического тока на дефибрилляторе и производит разряд. При проведении дефибрилляции необходимо строго соблюдать технику безопасности, чтобы предупредить тяжелую

электротравму у медицинского персонала. Дефибриллятор должен быть заземлен, ручки электродов должны быть хорошо изолированными и сухими. Нельзя прикасаться к больному и кровати, на которой он находится, в момент нанесения разряда. Дефибрилляцию лучше проводить с предварительным и последующим электрокардиографическим контролем, однако в момент нанесения разряда электрокардиограф необходимо отключать.

Порядок действий при дефибрилляции должен быть примерно следующим: набрать на дефибрилляторе необходимой величины заряд, плотно прижать электроды к больному, отключить электрокардиограф, нанести разряд, предварительно дав команду: «Отойти от больного», вновь подсоединить электрокардиограф для оценки результатов дефибрилляции. Начальная величина разряда должна быть 5000 В. Если после первого разряда правильный ритм не восстановился и фибрилляция продолжается, дефибрилляцию следует повторить, при этом напряжение электрического разряда необходимо повысить.

Лекция 10. СИНХРОНИЗИРУЕМЫЙ ДЕФИБРИЛЛЯТОР ДФР-1

10.1 *Назначение*
10.2 *Основные параметры*
10.3 *Принцип действия дефибриллятора ДФР-1*
10.4 *Задание параметров воздействия*

10.1 Назначение

Аппарат ДФР-1 обеспечивает дефибрилирующее воздействие в режимах «Дефибриляция» и «Кардиоверсия». При этом режим «Дефибриляция» является несинхронизированным, и импульс подается на электроды нажатием кнопки на держателе одного из электродов. В режиме «Кардиоверсия» импульс подается нажатием кнопки на электроде после прохождения зубца R биоэлектрических потенциалов сердца. Аппарат позволяет производить дефибриляцию по внешнему синхроимпульсу в режиме «Кардиоверсия» и при нажатой кнопке на держателе электрода.

10.2 Основные параметры

В любом режиме аппарат генерирует одиночный импульс тока, имеющий форму затухающего колебательного разряда:

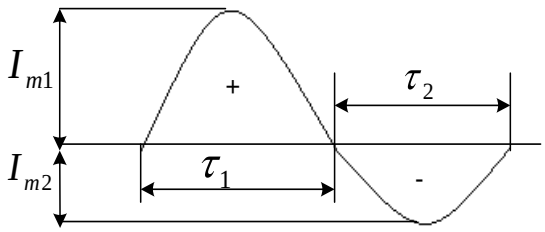


Рисунок 10.1 – Параметры воздействующего импульса при дефибриляции

Длительность первой полуволны импульса во время разряда на нагрузку 50 Ом составляет $\tau_1 = 4 \pm 1$ мс, длительность второй полуволны – $\tau_2 = 5 \pm 1$ мс.

Амплитуда ток первой полуволны импульса в нагрузке 50 Ом фиксированных доз воздействия соответствует величинам, приведенным в таблице 3.

Таблица 3 – Дозы воздействия

Энергия, Дж	30	60	120	180	200
Амплитуда тока первой полуволны, А	18	23	27	33	38

Соотношение амплитуд токов второй и первой полуволн в нагрузке 50 Ом составляет 0,5…0,7.

Рекомендуемые дозы воздействия:

- 30, 60 и 120 Дж – при пароксизмальной тахикардии и фибрилляции желудочков пациентов массой до 70 кг;
- 120, 180 и 200 Дж – при мерцательной аритмии, пароксизмальной тахикардии и фибрилляции желудочков пациентов массой более 70 кг.

Отклонение значений энергии, выделяющейся в нагрузке 50 Ом, от значений, указанных на переключателе доз (30, 60, 120, 180 и 200), не превышает ± 15 %.

Время заряда накопительного конденсатора до величины, соответствующей максимальной дозе воздействия, не превышает 15 с.

Аппарат обеспечивает сброс заряда на внутреннюю нагрузку при нажатии кнопки «РАЗРЯД» и автоматически через каждые 90 ± 10с после начала процесса заряда. При этом исключается подача энергии на электроды аппарата.

Импульс разряда для дефибриляции формируется аппаратом только поле нажатия обеих рукояток электродов с усилием не менее 30 Н(3 кГс) для замыкания встроенных в рукоятки электродов блокировочных кнопок.

Аппарат работает от сети переменного тока частотой 50 Гц с номинальным напряжением 220 ± 22 В и от сети постоянного тока напряжением 12 ± 1,2 В.

Мощность, потребляемая аппаратом, не более 200 ВА от сети переменного тока или 200 Вт от сети постоянного тока.

Габаритные размеры аппарата не более 380×160×420 мм.

Масса аппарата в комплекте поставки не более 13,5 кг.

10.3 Принцип действия дефибриллятора ДФР-1

Принцип работы аппарата заключается в заряде накопительного конденсатора до заданной энергии и последующем его импульсном разряде через формирующие катушки, а также регистрацию биоэлектрических потенциалов сердца, их усиление и отображение на экране электронно-лучевой трубки. Максимальная чувствительность при съеме сигнала с электродов на частоте 10 Гц не менее 20 мм/мВ.

Функциональная схема дефибриллятора ДФР-1 приведена на рис.10.2.

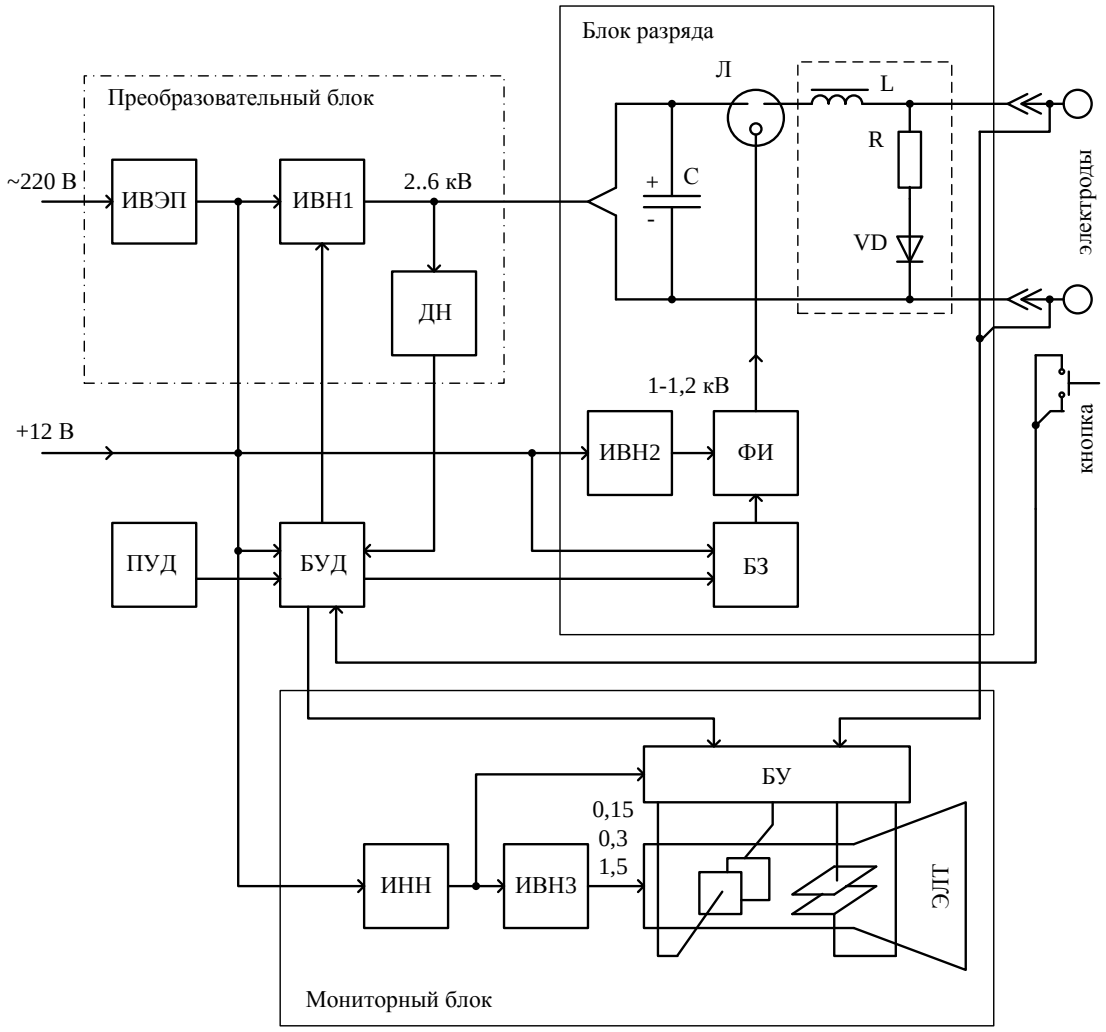


Рисунок 10.2 – Функциональная схема дефибриллятора ДФР-1

Преобразовательный блок состоит из источника вторичного электропитания (ИВЭП) и источника высоковольтного напряжения (ИВН1). Сетевое напряжение ~ 220 В поступает на выпрямитель ИВЭП,

преобразуется в постоянное напряжение 310 В и поступает на вход однотактного высокочастотного преобразователя постоянного напряжения. В результате на выходе ИВЭП формируется постоянное напряжение +12 В, которое используется для питания функциональных блоков всего аппарата и является входным напряжением для ИВН1. Требуемая стабильность напряжения + 12 В обеспечивается функциональным узлом отсечки, который уравнивает опорное напряжение и выходное напряжение ИВЭП, которое поступает через исполнительный элемент, обеспечивающий включение и отключение ИВН1, на выходе которого формируется регулируемое напряжение 2…6 кВ.

Блок разряда предназначен для формирования двухполярного токового импульса разряда, пропускаемого через пациента. В состав блока разряда входят: накопитель, коммутатор, формирователь разряда, формирователь высоковольтного импульса запуска, блок запуска формирователя и источник высоковольтного напряжения.

В качестве *накопителя* в блоке разряда используется высоковольтный импульсный конденсатор *C*. Значение напряжения на накопительном конденсаторе *C* определяется требуемой дозой воздействия и ступенчато регулируется в соответствии со следующими её значениями:

- 30 Дж – 2,6 кВ;
- 60 Дж – 3,5 кВ;
- 120 Дж – 4,2 кВ;
- 180 Дж – 5,3 кВ;
- 200 Дж – 6,0 кВ.

Коммутатор, предназначенный для замыкания цепи разряда конденсатора *C* через формирователь разряда и пациента, выполнен в виде *управляемого разрядника Л*.

Формирователь разряда представляет собой катушку индуктивности *L* включенные параллельно выходу резистор *R* и диод *VD*. Эти элементы совместно с конденсатором *C* и при наличии нагрузки образуют цепь,

позволяющую формировать биполярный импульс с заданными параметрами.

Формирователь импульса (ФИ) запуска подаёт на управляющий электрод разрядника высоковольтный импульс, достаточный для пробоя разрядника. ФИ состоит из импульсного высоковольтного повышающего трансформатора, разрядного конденсатора, тиристора и фильтра в цепи управления тиристором.

Блок запуска (БЗ) формирователя состоит из ключевого каскада на транзисторе и импульсного трансформатора в цепи базы транзистора.

Источник высоковольтного напряжения (ИВН2) преобразует входное напряжение + 12 В в постоянное напряжение 1000–1200 В. Источник состоит из высокочастотного преобразователя, трансформатора и умножителя напряжения. С выхода умножителя напряжения подаётся на разрядный конденсатор ФИ.

Блок управления дефибриллятором (БУД) предназначен для формирования управляющих сигналов и напряжений задания для ступенчатой регулировки уровней заряда накопительного конденсатора *С*. БУД обеспечивает:

- работу аппарата в режимах «Дефибрилляция» и «Кардиоверсия»;
- автоматическое прекращение заряда накопительного конденсатора С при превышении заданного уровня напряжения;
- блокировку разряда при превышении напряжением на конденсаторе С заданного уровня;
- принудительный разряд накопительных конденсаторов через 30 с после подачи команды «ЗАРЯД» при отсутствии импульса дефибрилляции;
- формирование сигнала «ЗАЩИТА МОНИТОРА» в интервале дефибрилляции.

Установка режимов работы аппарата и задание основных параметров импульса дефибрилляции производятся с *панели управления дефибриллятором* (ПУД).

Для снижения уровня помех БУД имеет собственный стабилизированный источник постоянного напряжения + 8 В.

Задание рабочего напряжения осуществляется в БУД при помощи источника напряжения задания, который также задает уровень напряжения, превышение которого рассматривается как аварийный режим. Выходное напряжение этого источника устанавливают при настройке резисторами. Выбор необходимого напряжения осуществляется переключателем «ЭНЕРГИЯ ДОЗЫ». Информация о величине рабочего напряжения через датчик напряжения (ДН в преобразовательном блоке) поступает на компаратор. В случае превышения напряжением на конденсаторе *C* заданного уровня, компаратор формирует сигнал, блокирующий прохождение импульса дефибрилляции.

В момент дефибриляции по сигналу с блока управления дефибриллятором в БЗ формируется управляющий импульс, который после преобразований подаётся на первичную обмотку трансформатора ФИ. Во вторичной обмотке этого трансформатора напряжение достигает 8 кВ и поступает на управляющий электрод разрядника *Л*. Разрядник открывается и происходит разряд накопительного конденсатора *C* через сопротивление нагрузки.

Первая разрядная полуволна формируется при разряде через нагрузку (пациента) и параллельную цепь из резисторов и диода. Параллельная цепь *R – VD* снижает общее активное сопротивление разрядной цепи и создает условия для формирования колебательного разряда. Конденсатор перезаряжается. Обратный разряд конденсатора проходит только через цепь нагрузки, что позволяет увеличить амплитуду тока второй полуволны.

Мониторный блок предназначен для визуального наблюдения биоэлектрических импульсов сердца до и после проведения дефибриллирующего воздействия. В состав блока входят:

- источник низковольтного напряжения (ИНН);
- блок управления (БУ);

- источник высоковольтного напряжения (ИВН);
- электронно-лучевая трубка (ЭЛТ).

ИНН преобразует постоянное напряжение + 12 В в биполярное ± 15 В и состоит из мультивибратора, усилителя мощности, трансформатора, выпрямительных мостов и стабилизатора.

БУ монитором служит для усиления биоэлектрических потенциалов, снимаемых с электродов и для управления лучом электронно-лучевой трубки. Дифференциальный усилитель выполнен на транзисторах и микросхемах. Управление лучом осуществляется изменением напряжения на вертикальных и горизонтальных отклоняющих пластинах.

ИВНЗ преобразует входное напряжение + 30 В (± 15 А) в напряжение 150, 300 и 1500 В, необходимое для ЭЛТ. Блок состоит из входного фильтра, инвертора на транзисторах, трансформатора и умножителя напряжения.

В качестве ЭЛТ используется трубка с электростатическим отклонением луча.

В БУ имеется реле, которое срабатывает по сигналу «ЗАЩИТА МОНИТОРА» с БУД. Это реле обеспечивает отключение входа мониторного блока от высокого потенциала, возникающего на теле пациента в интервале дефибрилляции.

10.4 Задание параметров воздействия

Для работы аппарата в режиме «Дефибрилляция» необходимо следующее:

1 – Нажать кнопку «Дефибрилляция».

2 – Установить требуемое значение дозы воздействия соответствующей кнопкой переключателя «ЭНЕРГИЯ ДОЗЫ», что подтверждается соответствующей световой индикацией.

3 – Нажать кнопку «ЗАРЯД». Окончание процесса заряда подтверждается световым индикатором «ЗАРЯД».

4 – Прижать электроды к грудной клетке пациента с силой не менее

3 кг. При этом изображение сигналов на экране ЭЛТ исчезает и в центре появляется прямая горизонтальная линия.

5 – Нажать красную кнопку на рукоятке электрода, при этом будет слышен характерный звук удара в корпусе аппарата.

6 – После прохождения импульса дефибрилляции отпустить электроды.

Для работы аппарата в режиме «Кардиоверсия» от внешнего синхронизатора необходимо:

1 – Нажать кнопку «ДЕФИБРИЛЯЦИЯ».

2 – Подключить устройство внешней синхронизации к разъему «ВНЕШ. СИНХР» и подготовить его к формированию синхроимпульсов.

3 – Установить требуемое значение дозы воздействия переключателем «ЭНЕРГИЯ ДОЗЫ».

4 – Нажать кнопку «ЗАРЯД».

5 – Нажать кнопку «КАРДИОВЕРСИЯ» и не более чем через 1,5 с прижать электроды к грудной клетке пациента, при этом будет слышен характерный звук удара в корпусе аппарата. Во время прижатия электродов изображение на экране ЭЛТ исчезает.

6 – После прохождения импульса дефибрилляции электрода отпустить.

7 – При необходимости электроимпульсное воздействие повторить.

При синхронизации по зубцу R в режиме «Кардиоверсия» импульс с мониторного блока, соответствующий R-зубцу, поступает на амплитудный дискриминатор. Каждый третий импульс поступает на цепь задержки, состоящую из двух таймеров. На одном таймере формируется задержка 40 мс, на втором формируется длительность импульса запуска для блока разряда. Таким образом на каждый третий зубец R приходится один задержанный на 40 мс импульс запуска узла разряда.

Лекция 11. ЭЛЕКТРОСОНТЕРАПИЯ И ТРАНСКРАНИАЛЬНАЯ ЭЛЕКТРОАНАЛЬГЕЗИЯ

11.1 *Основы метода*
11.2 *Параметры воздействия*
11.3 *Физиологическое действие*
11.4 *Показания и противопоказания*

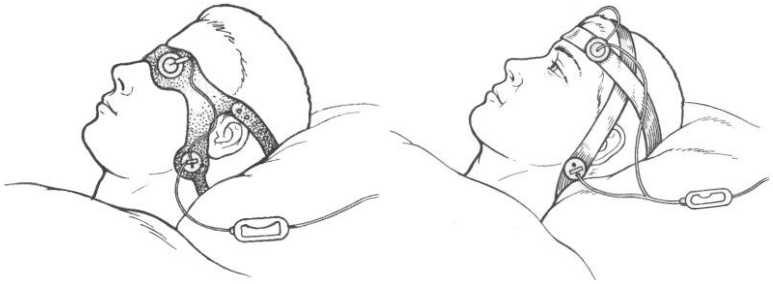
11.1 Основы метода

Применение импульсных токов в терапевтических целях имеет ряд особенностей и преимуществ, среди которых, прежде всего, следует упомянуть такие:

- медленное развитие адаптационных процессов;
- возможность широкого варьирования параметрами воздействия;
- возможность воздействия на более глубоко расположенные ткани;
- более выраженная специфичность действия;
- большая физиологичность воздействия.

При лечении классическим методом электросна для воздействия на головной мозг используется глазнично-сосцевидное расположение электродов (рис. 11.1, *а*; глазничный электрод – катод; сосцевидный электрод – анод). Максимальная плотность импульсного тока, проникающего в полость черепа через отверстия глазниц, определяется по ходу сосудов основания черепа. При этом оказывается воздействие на сенсорные ядра черепных нервов и гипногенные центры ствола мозга (гипоталамус, гипофиз, внутренняя область моста мозга, ретикулярная – сетчатая – формация). Результатом такого воздействия является угнетение импульсной активности аминергических нейронов голубоватого ядра и ретикулярной формации, что приводит к снижению восходящих активирующих влияний на кору большого мозга и усилению внутреннего торможения. Этому явлению способствует и синхронизация импульсов тока с медленными ритмами биоэлектрической активности головного мозга.

Наряду с усилением тормозных процессов в коре мозга импульсный ток активирует серотонинергические нейроны дорсального ядра шва. Накопление серотонина в подкорковых структурах головного мозга приводит к снижению условно-рефлекторной деятельности и эмоциональной активности. Вследствие этого у пациента наступает состояние дремоты, а в ряде случаев и сна.



а *б*

Рисунок 11.1 – Схемы расположения электродов

Кроме того, импульсный ток возбуждает чувствительные нервные проводники кожи век. Возникающие в них ритмические афферентные потоки поступают к биполярным нейронам тройничного узла, а от него распространяются к большому сенсорному ядру тройничного нерва и далее – к ядрам таламуса. За счет модуляции функций ассоциативных таламокортикальных систем (рис. 11.2) такая электрическая стимуляция рефлексогенных зон усиливает центральные гипногенные эффекты импульсных токов, приводит к нормализации высшей нервной деятельности и улучшению ночного сна.

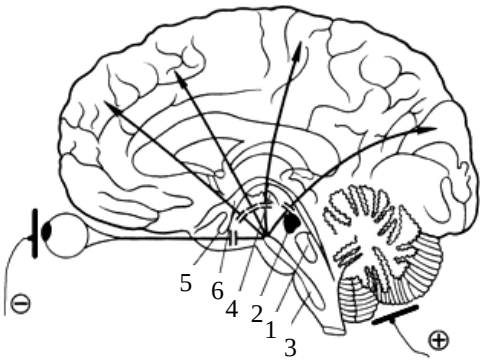


Рисунок 11.2 – Мишени приложения импульсного тока при электросонтерапии
1 – дорсальные ядра шва; 2 – голубоватое ядро; 3 – ретикулярная формация;
4 – таламус; 5 – гипофиз; 6 – гипоталамус

11.2 Параметры воздействия

Для лечения электросном используют импульсный ток прямоугольной формы, иногда в сочетании с дополнительной постоянной составляющей (ДПС). Длительность импульсов $\tau_И$ (рис. 11.3), как правило, неизменна и составляет в разных аппаратах от 0,2 до 0,5 мс. Амплитуда импульсов $I_{mИ}$ плавно регулируется в диапазоне от 0 до 10 мА при нагрузке 5 кОм. Частота следования импульсов $f_И = 1/T_И$ для каждого пациента подбирается индивидуально в диапазоне от 1 до 160 Гц. Если наблюдается повышенное возбуждение центральной нервной системы, обычно используют нижнюю часть диапазона от 1 до 20 Гц. При угнетенном состоянии центральной нервной системы используют частоту от 40 до 100 Гц. Сила тока ДПС $I_{ДПС}$ также плавно регулируется в диапазоне от 0 до 0,5 мА.

Многочисленные работы по применению электросонтерапии для лечения заболеваний нейрогенной этиологии явились предпосылкой для разработки в восьмидесятых годах прошлого века метода центральной электроанальгезии. Этот метод создает оптимальные условия для усиления процессов саморегуляции в коре головного мозга и вызывает обезболивающий эффект. В основе метода лежит эффект электротранквилизации, позволяющей путем замедления проведения патологических импульсов в лобных областях коры обеспечить стойкое ослабление коркового компонента эмоциональных реакций и их вегетативных проявлений.

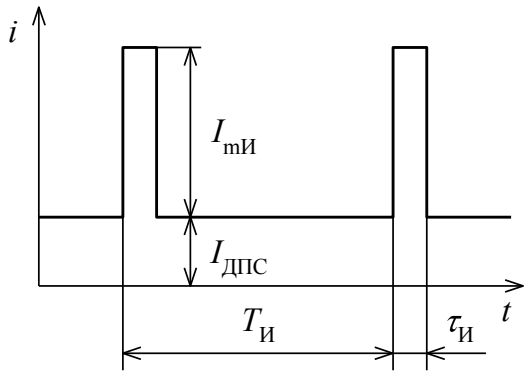


Рисунок 11.3 – Импульсная последовательность с ДПС для лечения электросном

Исследования, проведенные специалистами-медиками по применению электроаналгезии, позволили определить более приемлемые параметры электрических импульсов и схему расположения электродов (рис. 11.1, *б*). Значение амплитуды импульсов при таком расположении электродов регулируется в диапазоне от 0 до 33 мА, а уровень ДПС – от 0 до 2,8 мА. Частота следования выходных импульсов устанавливается в диапазоне от 50 до 2000 Гц, а длительность импульсов – от 0,15 до 4 мс.

В настоящее время для проведения процедур электросонтерапии используются также синусоидальные модулированные токи (СМТ) и интерференционные токи.

11.3 Физиологическое действие

Физиологическое действие электросна оценивается по формированию различных эффектов, которые определяют возможность его использования в лечебных целях. Например, седативный эффект, состоящий в успокаивающем действии, наиболее выражен при применении прямоугольных импульсных токов частотой 10 Гц. Поэтому методику электросна с использованием частоты в диапазоне от 5 до 20 Гц называют седативной. В основе этого эффекта лежит улучшение функционального состояния центральной нервной системы, корково-подкорковых взаимоотношений.

Анталгический эффект, состоящий в обезболивании, при электросне обеспечивается разнообразными механизмами. При применении прямоугольных импульсных токов этот эффект базируется на том, что развивающийся седативный эффект повышает порог и изменяет эмоциональную окраску восприятия боли. Заинтересованность ретикулярной формации продолговатого и среднего мозга, а также гипофиза и лимбической системы при электросне обеспечивают опиатный механизм обезболивания. Анталгический эффект в большей степени выражен при частоте следования

импульсов 10 Гц и в меньшей степени – при частоте 80–100 Гц.

Гемодинамические эффекты состоят в том, что при трансцеребральном воздействии импульсными токами, осуществляется перестройка центральной и вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы, обеспечивающая снижение потребности сердечной мышцы в кислороде, т.е. способствует экономизации работы сердца. Это может иметь значение в условиях гипоксии миокарда при снижении коронарных и миокардиальных резервов.

На гемодинамических особенностях базируется формирование гипотензивного эффекта при электросне. Это обстоятельство следует учитывать, выбирая методы лечения при гипертонической болезни с различными клинико-гемодинамическими вариантами. Только при адекватном гемодинамическом обеспечении снижение артериального давления у этой категории пациентов может рассматриваться оптимальным и прогностически благоприятным. Гипотензивный эффект при электросонтерапии не сопровождается отрицательными регионарными гемодинамическими сдвигами (в почках, в головном мозге), которые достаточно часто сопровождают гипотензивный эффект, достигнутый за счет применения лекарственных веществ.

В настоящее время доказано, что при воздействии на центральную нервную систему в основном за счет непосредственного влияния на высшие эндокринные центры импульсные токи могут существенно изменять гормональный и иммунный статус больных, т.е. обладают гормональным и иммунным эффектами. Степень и направленность этих изменений может регулироваться подбором параметров импульсного тока. Выраженная стимуляция функции гипофиза сопровождается выделением адренокортикотропного гормона и стимуляцией синтеза стероидных и других гормонов. Указанные эффекты наиболее выражены при применении импульсных токов с частотой 80–100 Гц.

Импульсный ток низкой частоты при трансцеребральном

применении оказывают влияние на центральные механизмы различных процессов обмена в организме, т.е. наблюдаются обменно-трофические эффекты. При проявлении таких эффектов наблюдается улучшение кислородно-транспортной функции организма, углеводного, липидного, пуринового и других видов обмена. Кроме того, доказаны детоксикационный и регенерационный эффекты электросна, что обосновывает его применение при заболеваниях, вызванных токсическими веществами, а также при лечении различных травм.

Физиологическое действие и лечебные эффекты электросна позволяют его назначать при широком спектре заболеваний. Однако этот вид физиотерапии, как и другие, имеет не только показания, но и противопоказания к применению.

11.4 Показания и противопоказания

Показаниями к применению электросонтерапии являются следующие заболевания: гипертоническая болезнь I и II стадии, гипотоническая болезнь, ишемическая болезнь сердца (стабильная стенокардия независимо от функционального класса, экстрасистолические нарушения ритма, инфаркт миокарда на разных этапах реабилитации), язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки, бронхиальная астма, ревматоидный артрит, подагра, нейроциркуляторная дистония, дисциркуляторные и травматические энцефалопатии, гипоталамические (диэнцефальные) синдромы, болевые синдромы при заболеваниях периферической нервной системы, острые нарушения мозгового кровообращения в раннем восстановительном периоде, подготовка к операциям и в послеоперационный период, эндоартериты и атеросклеротические окклюзии периферических артерий, ожоги и обморожения, токсикозы беременности первой и второй половины, подготовка беременных к родам, нарушение менструальной функции, предменструальный и климактерический синдромы, энурез, лого-неврозы, ночные страхи и другие

невротические состояния, хорея, нейродермиты, зудящие дерматозы, некоторые небактериальные формы экземы, псориаз, реактивные состояния, агриппнический синдром, синильный психоз, шизофрения, неврозы. Полезным является применением электросна при интенсивных тренировках, в подготовительный и тренировочный период, в период ответственных соревнований, при стрессовых состояниях и длительном эмоциональном напряжении, при умственном и физическом переутомлении.

Противопоказаниями к применению электросонтерапии являются: воспалительные и дистрофические заболевания глаз, отслойка и пигментное перерождение сетчатки, застойные явления в области дисков зрительного нерва, высокая степень близорукости (выше – 5D), некоторые формы глаукомы, катаракта, а также остаточные явления нарушений мозгового кровообращения, арахноидит в анамнезе.

Лекция 12. АППАРАТ ДЛЯ ЭЛЕКТРОСОНТЕРАПИИ «ЭЛЕКТРОСОН-4Т»

12.1 *Назначение и основные технические данные*
12.2 *Конструкция аппарата*
12.3 *Устройство и принцип работы*

12.1 Назначение и основные технические данные

Портативный транзисторный аппарат «Электросон-4Т» применяется для лечения заболеваний, в основе патогенеза которых лежит образование застойных очагов возбуждения или торможения в коре полушарий головного мозга, а также нарушения нормальных соотношений корково-подкорковой регуляции соматических функций организма.

Аппарат «Электросон-4Т» предназначен для эксплуатации в медицинских учреждениях или на дому при температуре окружающего воздуха от + 10 °С до + 35 °С и относительной влажности до 80 % при температуре + 25 °С. Основные технические данные аппарата приведены в табл. 12.1.

Таблица 12.1 – Технические данные аппарата «Электросон-4Т»

Показатель	Ед. изм.	Значение
1	2	3
Диапазон регулирования частоты импульсов выходного тока • на 1 поддиапазоне • на 2 поддиапазоне	 Гц Гц	 5–30 25–150
Относительная погрешность установленного значения частоты импульсов выходного тока, не более	%	± 20
Длительность импульсов выходного тока	мс	0,5
Относительная погрешность установленного значения длительности импульсов выходного тока, не более	%	± 20
Длительность фронтов и срезов импульсов выходного тока, не более	мкс	50
Диапазон регулирования амплитуды импульсов выходного тока при нагрузке 5000 Ом ± 1 %	мА	0-10 ± 0,15
Конечное значение шкалы встроенного миллиамперметра • при измерении амплитуды импульсов выходного тока • при измерении ДПС	 мА мА	 10 1

Продолжениет табл. 12.1.

1	2	3
Относительная погрешность измерения амплитуды импульсов выходного тока при ДПС равной 0, не более	%	± 15
Диапазон регулирования дополнительной постоянной составляющей выходного тока при нагрузке 5000 Ом ± 1 %	мА	0-0,5 ± 0,1
Относительная погрешность измерения ДПС при амплитуде импульсов выходного тока равной 0, не более	%	± 15
Уровень пульсаций ДПС, не более	мА	0,005
Длительность интервала выхода аппарата на рабочий режим, не более	мин	3
Продолжительность непрерывной работы, не более	час	8
Напряжение питания аппарата	В	220 ± 22
Частота напряжения питания	Гц	50 ± 0,5
Мощность, потребляемая аппаратом, не более	ВА	10
Габаритные размеры аппарата • длина • ширина • высота	 мм мм мм	 255 180 120
Масса аппарата, не более	кг	3

Аппарат «Электросон-4Т» по способу защиты пациента и обслуживающего персонала от поражения электрическим током выполнен по классу II.

12.2 Конструкция аппарата

Аппарат «Электросон-4Т» смонтирован в корпусе из ударопрочного полистирола (рис. 12.1), на панели управления которого расположены:

1 – миллиамперметр для измерения амплитуды импульсов выходного тока или уровня ДПС;

2 – световой индикатор зеленого цвета, сигнализирующий о включении аппарата;

3 – ручка «ТОК ПАЦИЕНТА» регулятора амплитуды импульсов выходного тока;

4 – ручка «ЧАСТОТА, Гц» регулятора частоты импульсов выходного тока внутри заданного поддиапазона;

5 – клавиша «30 – 150» переключателя поддиапазонов регулирова-

ния частоты импульсов выходного тока;

6 – ручка «0» для установки нуля миллиамперметра.

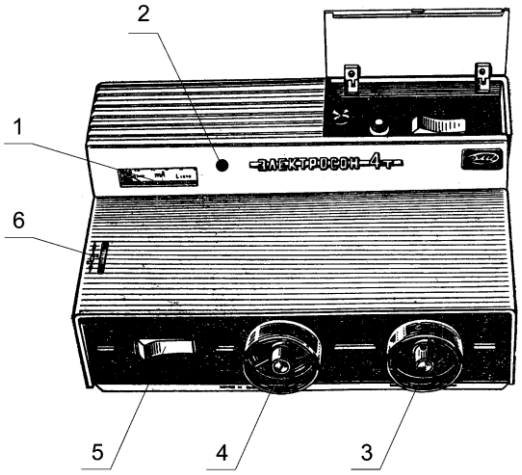


Рисунок 12.1 – Внешний вид аппарата «Электросон-4Т»

В верхний части корпуса расположен отсек с крышкой, под которой находятся (рис. 12.2):

9 – ручка «УРОВЕНЬ ДПС» регулятора дополнительной постоянной составляющей выходного тока;

10 – кнопка «КОНТРОЛЬ ДПС» подключения дополнительной постоянной составляющей выходного тока к миллиамперметру;

11 – клавиша «СЕТЬ» сетевого выключателя для включения и выключения аппарата.

На левой стенке корпуса находится гнездо «ПАЦИЕНТ» для подключения кабеля, соединяющего аппарат с маской.

На задней стенке корпуса находится разъем для подключения съемного сетевого кабеля. Держатель предохранителя расположен на дне корпуса и закрыт крышкой.

Под кожухом аппарата расположены его основные блоки, выполненные на отдельных печатных платах (рис. 12.2):

7 – блок измерителя в экране;

12 – блок питания;

13 – блок генератора и усилителя,

8 – сетевой трансформатор.

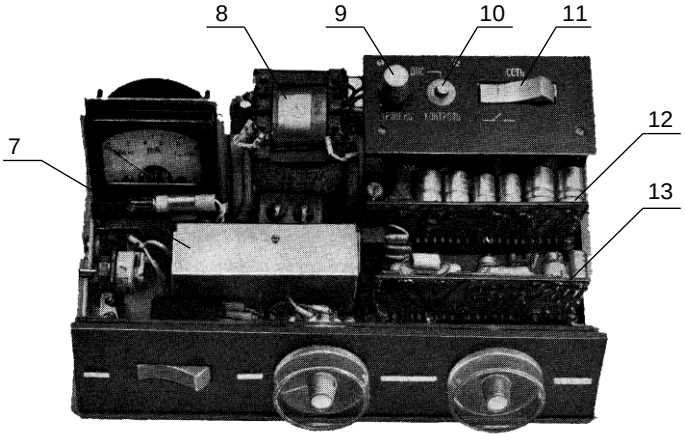


Рисунок 12.2 – Аппарат «Электросон-4Т» со снятым кожухом

Для проведения процедур электросонтерапии аппарат комплектуется резиновой маской с двумя парами электродов. Глазничные электроды подключаются к отрицательному выводу, а сосцевидные – к положительному.

12.3 Устройство и принцип работы

Структурная схема аппарата «Электросон-4Т»** приведена на рис. 12.3. Аппарат состоит из трех смонтированных на раздельных печатных платах основных блоков: блока генератора и усилителей, блока измерителя, блока питания.

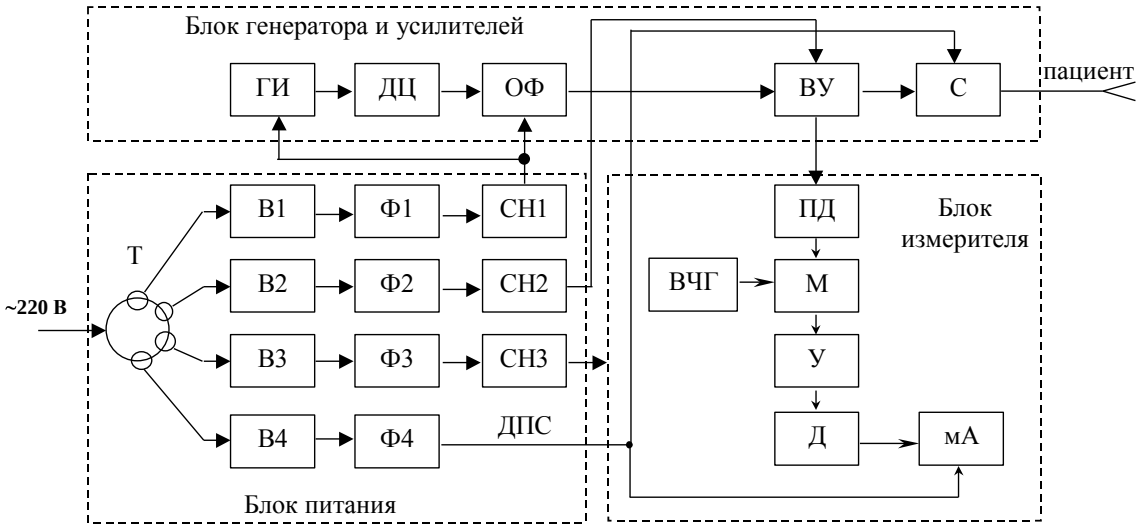


Рисунок 12.3 – Структурная схема аппарата «Электросон-4Т»

Генератор импульсов (ГИ) представляет собой мультивибратор, собранный на транзисторах. С помощью переключателя «30–150»

переключаются времязадающие конденсаторы, чем достигается изменение диапазона регулирования частоты следования импульсов. На I диапазоне (положение «30») частота следования регулируется в пределах 5–30 Гц. На II диапазоне (положение «150») частота следования регулируется в пределах 25–150 Гц. Плавная регулировка частоты следования в пределах каждого диапазона обеспечивается переменным резистором (ручка «Частота, Гц»).

С выхода мультивибратора прямоугольные импульсы после дифференцирующей цепи (ДЦ) поступают на вход ограничителя–формирователя (ОФ), собранного на транзисторе. С помощью этого каскада из отрицательных пиков, снимаемых с выхода дифференцирующей цепи, создаются практически прямоугольные импульсы длительностью 0,5 мс. Прямоугольные импульсы усиливаются выходным транзисторным усилителем (ВУ).

С коллекторной нагрузки выходного усилителя – переменного резистора импульсное напряжение через разделительный конденсатор и сумматор (С) подается на выходное гнездо «Пациент». Ось переменного резистора выведена на панель управления (ручка «Ток пациента»), что позволяет плавно регулировать ток через пациента.

В цепь выходного тока включен резистор. Падение напряжения на этом резисторе, пропорциональное амплитуде импульсов тока, подается в блок измерителя. Измеритель представляет собой пиковый детектор (ПД), напряжение которого модулируют с помощью модулятора (М) по амплитуде колебания ВЧ генератора (ВЧГ). После усиления усилителем (У) высокочастотные колебания детектируются детектором (Д) и постоянная составляющая, пропорциональная амплитуде импульсов в цепи пациента, измеряется миллиамперметром (мА).

Помимо генератора импульсного напряжения, аппарат имеет регулируемый источник постоянного тока для создания в выходной цепи дополнительной постоянной составляющей (ДПС), усиливающей в ряде

случаев эффективность импульсного тока. Постоянное напряжение создается с помощью мостового выпрямителя на диодах (В4) с фильтровыми конденсаторами (Ф4). Выпрямитель нагружен на переменный резистор (ручка «Уровень ДПС»), с движка которого напряжение через сумматор подается на выходное гнездо.

Для питания блока генератора, усилителя и измерителя используются отдельные каналы блока питания, реализованные на диодных мостах (В1-В3), фильтровых конденсаторах (Ф1-Ф3) и стабилитронах (СН1-СН3).

К питающей сети аппарат подключается через силовой трансформатор (Т). В сетевом проводе установлен выключатель и предохранитель. Индикация напряжения сети осуществляется с помощью ламп накаливания, освещающих шкалу частот на панели управления. Подсветка шкалы позволяет проводить процедуры в затемненном помещении, т. е. в условиях, благоприятствующих естественному сну.

Аппарат смонтирован в корпусе из ударопрочного полистирола. На наклонной панели расположены органы управления и измерительный прибор. На левой стенке аппарата находится гнездо "Пациент" для подключения провода, соединяющего аппарат с маской. На задней стенке находится приборная вилка для подключения съемного сетевого шнура. Держатель предохранителя закрыт крышкой на дне корпуса.

Лекция 13. ДИАДИНАМОТЕРАПИЯ

13.1 *Основы метода*
13.2 *Виды диадинамических токов, параметры воздействия*
13.3 *Физиологический эффект*
13.4 *Показания и противопоказания*

13.1 Основы метода

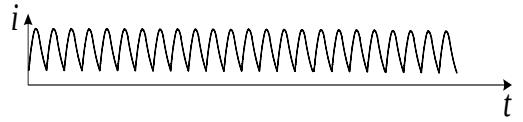
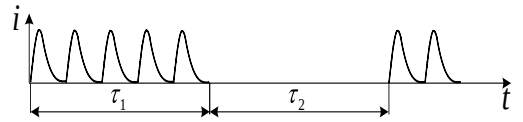
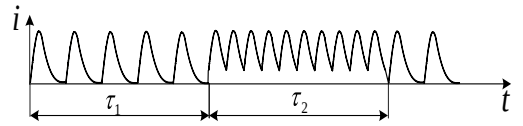
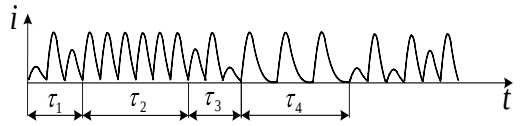
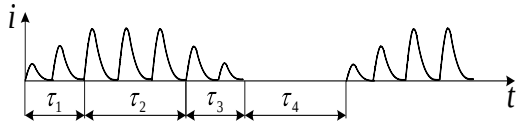
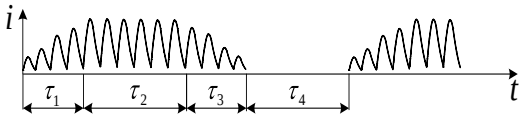
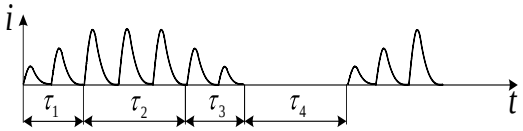
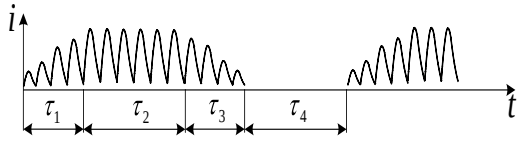
Диадинамотерапия является методом электротерапии, при котором на тело больного контактным способом воздействуют диадинамическими токами (ДДТ) силой до 50 мА. Эти токи представляют собой комбинации импульсов с фронтом близким к синусоидальному и экспоненциальным срезом (рис. 23, *а*, *б*). Подача ДДТ к пациенту, в большинстве случаев, осуществляется сериями, чередующимися с паузами (рис. 23, *в*, *е-и*). Такой подход является более физиологическим, поскольку в паузы происходит отдых тканей, что совершенно необходимо, например, при сокращении мышц. Другой особенностью ДДТ является то, что у отдельных их видов амплитуда импульсов не постоянна, а изменяется по определенному закону (нарастает в начале серии и убывает в ее конце) (рис. 23, *е-н*). Такие виды ДДТ обеспечивают более плавное, безболезненное сокращение мышц. Кроме того, у некоторых ДДТ измеряется частота следования импульсов за счёт чередования режимов одно- или двухполупериодного выпрямления синусоидального напряжения (рис. 23, *г*, *д*).

Механизм лечебного воздействия диадинамических токов достаточно сложен. Основным в их действии является чрезвычайно быстрый болеутоляющий эффект. В механизме обезболивающего действия диадинамических токов лежат два момента: кратковременное ритмическое воздействие током, в первую очередь вызывающее торможение болевой чувствительности, доходящее до полной анестезии; стимуляция под влиянием диадинамического тока трофических процессов путем нормализации нарушенного кровообращения, тканевого обмена, рассасывания периневральных отеков и т.п.

13.2 Виды диадинамических токов, параметры воздействия

Используемые в данном методе токи ритмически возбуждают миелинизированные нервные проводники соматосенсорной системы (кожные и мышечные афференты), принадлежащие к Aβ-волокнам. Известно, что нервные проводники кожи обладают максимальной чувствительностью к таким токам.

Таблица 13.1 – Виды ДДТ и их временные параметры

Вид тока	Обозначение тока и его название	Интервал времени, с (несущая частота серий импульсов, Гц)			
		τ_1	τ_2	τ_3	τ_4
	ОН однополупериодный непрерывный	– (50)	– (–)	– (–)	– (–)
	ДН двухполупериодный непрерывный	– (100)	– (–)	– (–)	– (–)
	ОР однополупериодный ритмический	1,5 (50)	1,5 (–)	– (–)	– (–)
	КП короткий период	1,5 (50)	1,5 (100)	– (–)	– (–)
	ДП двухполуперидный ритмический	2 (100)	4 (100)	2 (100)	4 (50)
	ОВ однополупериодный волновой	2 (50)	4 (50)	2 (50)	4 (–)
	ДВ двухполупериодный волновой	2 (100)	4 (100)	2 (100)	4 (–)
	ОВ[1] однополупериодный волновой модифицированный	1 (50)	2 (50)	1 (50)	2 (–)
	ДВ[1] двухполупериодный волновой модифицированный	1 (100)	2 (100)	1 (100)	2 (–)

13.3 Физиологический эффект

Возникающие ритмические восходящие афферентные потоки по толстым миелинизированным волокнам распространяются по направлению к желатинозной субстанции задних рогов спинного мозга и далее по палеоспиноталамическим, неоспиноталамическим и спиноретикулоталамическим трактам активируют эндогенные опиоидные и серотонинергические системы ствола мозга и формируют доминантный очаг возбуждения в его коре.

Возникающий в обоих случаях дисбаланс афферентных потоков, согласно теории «вентильного управления», приводит к ограничению потока афферентной импульсации, сигнализирующего в центральную нервную систему о воздействии ноцигенного стимула. Дефицит сенсорной информации вызывает растормаживание процессов дифференцировки и ослабления внутреннего торможения в коре большого мозга. Наряду с этим усиливается выделение серотонина в вентральной системе латеральных ядер среднего мозга и пептидергической системе вентральных ядер гипоталамуса. Анальгезия усиливается при электроимпульсном воздействии на паравертебральные зоны и области отраженных болей, возникающих при заболеваниях определенных органов. Такие зоны, как известно, формируются вследствие конвергенции соматосенсорных висцеросенсорных афферентных волокон на нейронах дорсального рога спинного мозга.

Доминанта ритмического раздражения по закону отрицательной обратной индукции вызывает делокализацию болевой доминанты в коре и активирует центры парасимпатической нервной системы. Активация нисходящих физиологических механизмов подавления боли приводит к уменьшению болевых ощущений пациента, вплоть до полной аналгезии. Этому способствует и вызываемое диадинамическими токами уменьшения проводимости и изменение лабильности Aδ- и C-волокон, скорость

распространения спайков по которым значительно меньше, чем по Aβ-волокнам. В результате афферентная импульсация из болевого очага не достигает восходящих проводящих путей и не поступает в центральную нервную систему. Указанные изменения афферентных импульсных потоков наиболее выражены в тканях, находящихся под катодом.

Анальгетическое действие ДДТ потенциируется при одновременном введении местных анестетиков (диадинамофорез) и продолжается от 2 до 6 часов. Формируемые в результате активации корковых и подкорковых центров нисходящие эфферентные импульсные потоки усиливают скорость кровотока в пораженных органах и тканях, активируют трофические влияния симпатической нервной системы и местные защитные гуморальные механизмы. Происходят активация выбора эндорфинов, увеличение активности ферментов, утилизирующих алгогенные медиаторы (ацетилхолинэстераза и гистаминаза) и биологически активные соединения (кининазы).

Диадинамические токи при действии на паравертебральные зоны активируют клетки Реншоу и восстанавливают нарушенную систему спинального торможения (рис. 13.1). Это приводит к уменьшению повышенного мышечного напряжения, связанного с болевым синдромом («разрыв порочного болевого круга»). При непосредственном воздействии на пораженные участки тела такие токи вызывают ритмические сокращения большого числа миофибрилл скелетных мышц и гладких мышц сосудов. Изменение их контрактильных свойств приводит к своеобразному массажу сосудов микроциркуляторного русла, что определяет рефлекторное усиление кровотока, а также увеличивает количество активных анастомозов и коллатералей.

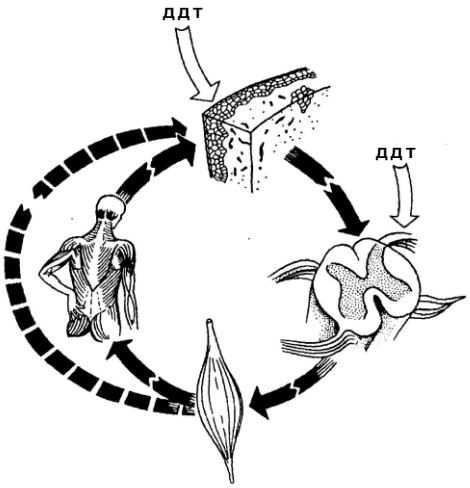


Рисунок 13.1 – Схема спазмолитического действия ДДТ при повышении мышечного тонуса вследствие поражения корешков спинного мозга

Используемые в диадинамотерапии импульсные токи активируют обменные процессы в тканях. В результате их температура в зоне воздействия увеличивается на 0,4–1 °С. Наряду с гиперемией повышение тонуса гладких мышц венул вызывает увеличение венулярного оттока, перераспределение содержания ионов и диполей воды в интерстиции способствует удалению продуктов аутолиза клеток и уменьшению их отека. Изменение соотношения ионов приводит к повышению дисперсности белковых коллоидов цитозоля, существенно изменяет проницаемость плазмолеммы и клеточных мембран. Уменьшение периневрального отека улучшает функциональные свойства нервных проводников (возбудимость и проводимость) в зоне воздействия. Такие отеки часто являются причиной болезненных ощущений пациента. Необходимо отметить, что рефлекторный характер регуляции сосудистого тонуса определяет усиление кровотока в участках тела, иннервируемых из одного сегмента спинного мозга, в том числе и на противоположной стороне.

Под влиянием ДДТ происходит расширение капилляров, улучшаются кровообращение и приток продуктов питания к тканям, удаляются продукты обмена и распада из воспалительных очагов. С этим связано противовоспалительное действие, происходит рассасывание послетравматических кровоизлияний, активизируется обмен веществ.

При диадинамотерапии мышцы подвергаются ритмическому сокращению и расслаблению, вплоть до их видимого сокращения, что сопровождается восстановлением функции мышц. Наблюдается общее действие: тенденция к снижению артериального давления при гипертонической болезни; происходит нормализация процессов высшей нервной деятельности.

13.4 Показания и противопоказания

Основными показаниями к применению диадинамотерапии являются заболевания периферической нервной системы (радикулит, невропатии, радикулоневрит, симпаталгия, травмы спинного мозга), острые травматические повреждения костно-мышечной системы (повреждение связок, ушибы, периартрит, атрофия мышц), болезни артерий и вен, гипертоническая болезнь I-II стадии, бронхиальная астма, заболевания желудочно-кишечного тракта (некалькулезныйхолецестит, дискинезия желчевыводящих путей, атонический и спастический калиты, панкреатит), ревматоидный артрит, энурез, деформирующий остеоартроз, болезнь Бехтерева, хронические воспалительные заболевания женских половых органов, спаечная болезнь.

Противопоказаниями к применению диадинамотерапии являются переломы костей с неиммобилизированными костными отломками, моче- и желчекаменная болезни, тромбофлебит, острый болевой синдром висцерального происхождения (ишемическая болезнь сердца, стенокардия напряжения III ФК, инфаркт миокарда, почечная колика, роды), повышенная чувствительность к электрическому току, склероз.

Лекция 14. АППАРАТ ДЛЯ ДИАДИНАМОТЕРАПИИ «ТОНУС-2М»

14.1 *Назначение и основные технические данные аппарата*
14.2 *Конструкция аппарата*
14.3 *Принцип действия аппарата*

14.1 Назначение и основные технические данные аппарата

Полупроводниковый электронный аппарат «Тонус-2М», предназначен для лечения диадинамическими токами различных нервно-мышечных заболеваний и болевых состояний со спазмами мышц. Аппарат генерирует токи, которые обладают болеутоляющим и антиспазматическим действием, способствуют рассасыванию отеков тканей. Аппарат рекомендуется для применения в физиотерапевтических кабинетах поликлиник, больниц, лечебно-профилактических учреждений и на дому.

Аппарат «Тонус-2М» предназначен для эксплуатации при температуре окружающего воздуха от + 10 °С до + 35 °С и относительной влажности до 80 % при температуре + 25 °С.

Аппарат формирует 7 видов диадинамических токов, остальные технические данные приведены в таблице 14.1.

Таблица 14.1 – Технические данные аппарата «Тонус-2М»

Показатель	Ед. зим.	Значение
Максимальная величина постоянной составляющей выходного тока аппарата при нагрузке 500 Ом	мА	50
Защитное устройство отключает цепь пациента при токе, превышающем максимальный выходной ток на	мА	5–15
Напряжение питания	В	220 ± 22
Частота напряжения питания	Гц	50
Мощность, потребляемая аппаратом, не более	ВА	40
Масса аппарата, не более	кг	5
Габаритные размеры аппарата	мм	315×300×110
Аппарат допускает непрерывную работу в течение	час	5

Аппарат «Тонус-2» по способу защиты пациента и обслуживающего персонала от поражения электрическим током соответствует требованиям класса защиты – II.

14.2 Конструкция аппарата

Аппарат представляет собой настольную конструкцию, смонтированную в пластмассовом съемном корпусе из ударопрочного полистирола (рис. 14.1). Для удобства переноски имеется ручка, представляющая единое целое с корпусом. Все органы управления аппарата углублены, что предохраняет их от поломки при переноске.

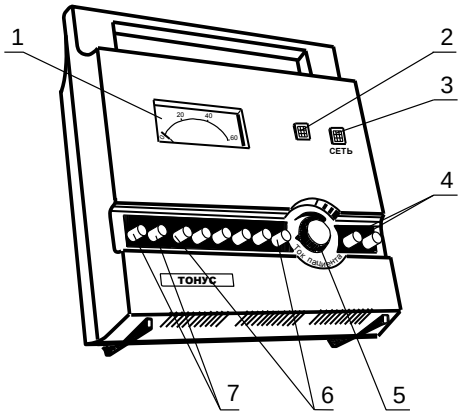


Рисунок 14.1 – Внешний вид аппарата «Тонус-2М»

Корпус аппарата состоит из основания и крышки, в корпусе на гетинаксовой плате размещены элементы электрической части аппарата. Плата, крышка и основание корпуса скрепляются между собой винтами, завинчивающимися со стороны основания.

На крышке аппарата находятся:

1 – миллиамперметр, служащий для измерения тока в цепи пациента;

2 – индикатор (красного цвета) аварийной сигнализации;

3 – индикатор «СЕТЬ» (зеленого цвета) включения аппарата;

4 – кнопки «ВКЛ» и «ВЫКЛ» выключателя «СЕТЬ»;

5 – ручка «ТОК ПАЦИЕНТА» регулятора выходного тока, служащая для плавной регулировки тока в цепи пациента;

6 – кнопки «ДН», «ОН», «ОР», «КП», «ДП», «ОВ», «ДВ» переключатель видов тока;

7 – кнопки «+» и «–» переключателя полярности, служащего для

изменения направления выходного тока.

Основной блок и блок переключателей выполнены на печатных платах. Конструкция аппарата при снятом основании обеспечивает легкий доступ ко всем элементам схемы.

У аппарата со стороны ручки имеется отсек, закрывающийся крышкой, через который выводится сетевой кабель аппарата и кабель пациента. Кабель пациента содержит два однополюсных гнезда. Раздвоенный участок кабеля пациента зажимается колодкой. При переноске аппарата сетевой шнур и кабель аппарата укладываются в отсек.

В отсек выведена ось регулятора «ПРЕВЫШЕНИЕ ВЫХОДНОГО ТОКА» и кнопка «ПРЕВЫШЕНИЕ ВЫХОДНОГО ТОКА» с помощью которых производится проверка защитного устройства.

14.3 Принцип действия аппарата

Принцип работы аппарата основан на получении импульсов тока синусоидальной формы с экспоненциальным срезом частотой 50 или 100 Гц и на формировании серий импульсов этого тока, отличающихся различной длительностью и видом модуляции.

Структурная схема аппарата «Тонус-2» представлена на рис. 22. Аппарат содержит следующие основные блоки:

- сетевой трансформатор Т;
- генератор;
- формирователь и выходной усилитель;
- защитное устройство.
- В генераторе аппарата формируются серии импульсов синусоидальной формы. Генератор содержит:
- ДВ – двухполупериодный выпрямитель;
- ЗНЧГ – задающий низкочастотный генератор;
- БП – блок переключателей;
- ДЧ – делитель частоты;

- ИЦ – интегрирующую цепь;
- М – модулятор.

Синусоидальное напряжение, снимаемое со вторичной обмотки трансформатора подается через балластный резистор на двухполупериодный выпрямитель, реализованный на полупроводниковых диодах.

Задающий низкочастотный генератор, выполненный на диоде и резисторе, предназначен для получения прямоугольных импульсов с периодом 20 мс. Этот генератор представляет собой диодный ограничитель полусинусоидального напряжения, снимаемого со вторичной обмотки сетевого трансформатора.

С выхода генератора импульсы поступают на делитель частоты, представляющий собой декадный счетчик. Делитель частоты предназначен для формирования низкочастотного сигнала, подаваемого через блок переключателей на модулятор. На выходах делителя частоты формируются прямоугольные импульсы с периодом повторения 3 с и 12 с.

Блок переключателей, осуществляющий коммутацию двухполупериодного выпрямителя и модулятора.

Интегрирующая цепь предназначена для формирования фронта и среза серий импульсов. Для раздельной подстройки длительности фронта и среза в интегрирующую цепочку включены два подстроечных резистора.

Модулятор выполнен на двух транзисторах. Он предназначен для амплитудной модуляции синусоидальных импульсов низкочастотным сигналом с целью формирования требуемых видов ДДТ.

С резистора, включенного в эмиттер первого транзистора, низкочастотный сигнал подается на базу второго транзистора. Коллектор второго транзистора нормально подключен к выходу двухполупериодного выпрямителя. При поступлении низкочастотного сигнала на транзистор, он открывается и шунтирует нагрузочное сопротивление двухполупериодного выпрямителя.

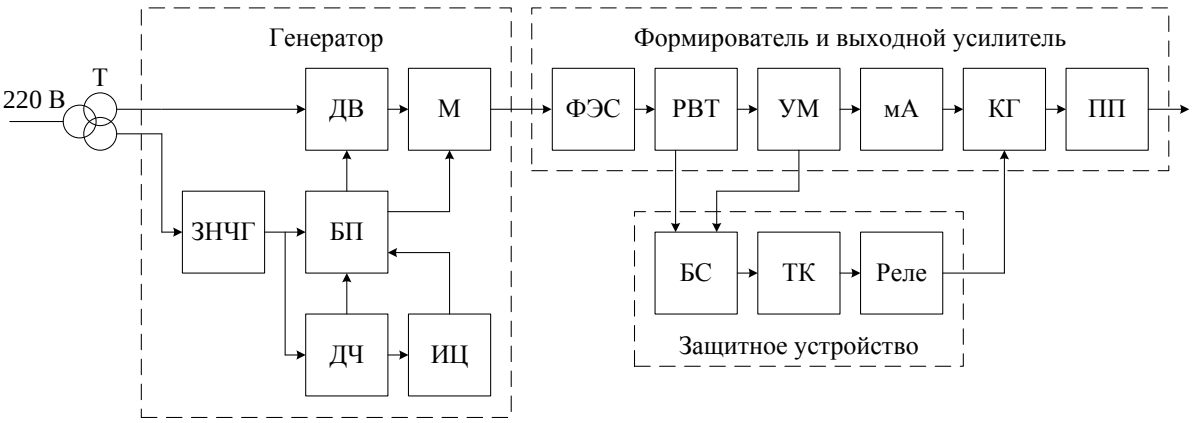


Рисунок 14.2 – Структурная электрическая схема аппарата «Тонус-2»
Т – сетевой трансформатор; ДВ – двухполупериодный выпрямитель;
М – модулятор; ЗНЧГ – задающий низкочастотный генератор;
БП – блок переключателей; ДЧ – делитель частоты; ИЦ – интегрирующая цепь;
ФЭС – формирователь экспоненциального среза; РВТ – регулятор выходного тока; УМ – усилитель мощности; мА – миллиамперметр; КГ – контактная группа; ПП – переключатель полярности; БС – блок сравнения;
ТК – тиристорный ключ; Р – реле

Формирователь и выходной усилитель содержат:

- ФЭС – формирователь экспоненциального среза;
- РВТ – регулятор выходного тока с регулятором порога срабатывания защитного устройства;
- УМ – усилитель мощности;
- мА – миллиамперметр, измеряющий входной ток аппарата;
- КГ – контактную группу;
- ПП – переключатель полярности для изменения направления выходного тока.

Формирователь экспоненциального среза импульсов состоит из формирующей интегрирующей цепи и эмиттерного повторителя. Формирование экспоненциального среза импульсов, поступающих с выхода генератора, осуществляется с помощью цепи состоящей из диода, конденсатора и резистора. С формирующей цепи синусоидальные импульсы подаются на эмиттерный повторитель, выполненный на транзисторе. С эмиттерного повторителя сформированные импульсы подаются на усилитель мощности, который выполнен по однотактной

схеме с общим эмиттером на шести транзисторах и является стабилизированным усилителем постоянного тока.

Функции блокировки и защиты аппарата осуществляются посредством защитного устройства, которое содержит:

- БС – блок сравнения;
- ТК – тиристорный ключ;
- Р – реле.

Принцип действия данного блока состоит в следующем: в случае неисправности, приводящей к увеличению тока в цепи пациента, напряжение, снимаемое с резистора, подается на управляющий электрод тиристора, который отпирается и шунтирует реле, отключающее цепь пациента и шунтирующее собственную цепь.

Чтобы восстановить первоначальное состояние нужно повернуть ручку регулятора выходного тока против часовой стрелки до упора. При этом реле срабатывает, но цепь пациента остается выключенной, так как в нулевом положении потенциометра контакты разомкнуты. При повторном включении, если неисправность не устранена, защита снова срабатывает. При каждом срабатывании защиты загорается сигнальная лампа индикатора красного цвета.

Если включить аппарат в сеть при не выведенной в нулевое положение ручке регулятора, предусмотрена блокировка – реле не сработает, так как его контакт шунтирует собственную цепь, индикаторная лампа защиты загорается и цепь пациента остается разомкнутой. Чтобы выключить блокировку, нужно повернуть ручку регулятора тока против часовой стрелки до упора.

Лекция 15. ЭЛЕКТРОТЕРАПИЯ СИНУСОИДАЛЬНЫМИ МОДУЛИРОВАННЫМИ ТОКАМИ

15.1 *Применение модулированных токов в электротерапии*
15.2 *Основы метода амплипульстерапии. Параметры воздействия*
15.3 *Показания и противопоказания*
15.4 *Основы метода интерференцтерапии*
15.5 *Основы метода флюктуоризации*

15.1 Применение модулированных токов в электротерапии

Помимо однополярных импульсов, широкое применение в электротерапии находят переменные токи с частотой 2... 10 кГц, модулированные по амплитуде низкочастотным сигналом (рис. 15.1).

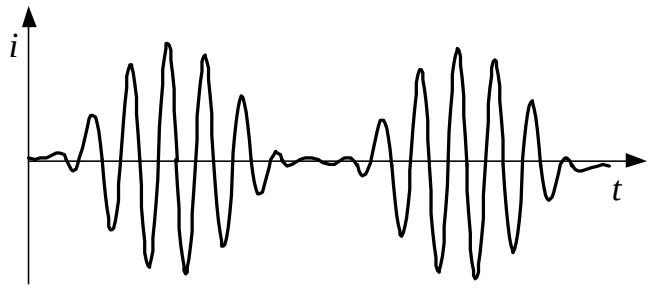


Рисунок 15.1 – Синусоидально модулированный сигнал

Использование модулированных токов повышенной частоты позволяет значительно уменьшить болезненность при воздействии, поскольку порог болевой чувствительности растет с частотой быстрее, чем порог сокращения. Это обеспечивается значительным уменьшением емкостного сопротивления кожи, в которой сосредоточенны болевые рецепторы.

Применение переменного тока позволяет, в связи с отсутствием поляризации, избежать раздражения кожи и ощущения жжения под электродами.

В последние годы получил некоторое распространение, в частности, для обезболивания в стоматологической практике, переменный ток с шумовым спектром (рис. 15.2).

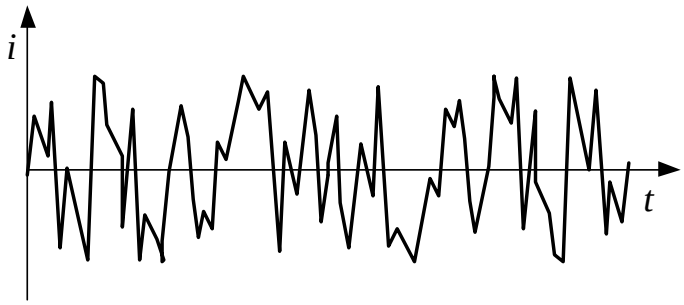


Рисунок 15.2 – Сигнал шумового спектра

Такой ток состоит из синусоидальных колебаний с частотой от 20 Гц до 20 кГц хаотически комбинированных между собой, что аналогично шумовым колебаниям в области звука, откуда и происходит такое название.

Особенностью действия подобного тока на организм является то, что беспорядочная смена параметров колебаний препятствует возникновению суммационных и адаптационных процессов в тканях, которые имеют место при ритмичном воздействии одинаковых по всем параметрам импульсов.*) Суммация – (от лат. Summa) - возникновение возбуждения в тканях организма вследствие воздействия нескольких последовательных подпороговых возбуждений, каждое из которых в отдельности не может вызвать физиологической реакции.

15.2 Основы метода амплипульстерапии. Параметры воздействия

Воздействие на организм человека электрическим током (с частотой 5000 Гц), модулированным по амплитуде синусоидальным сигналом (с частотой 10–150 Гц) называется амплипульстерапией. Название метода происходит от слова амплипульс – амплитудная пульсация. Кроме того в амплипульстерапии применяются токи с дополнительной низкочастотной модуляцией (с частотой 0,1–0,4 Гц), которая обеспечивает воздействие сериями, чередующимися с паузами.

В основе метода лежит использование переменного синусоидального тока частотой 5 кГц, модулированного током низкой частоты в диапазоне 10–150 Гц. Глубина их амплитудной модуляции достигает 100 %, а также

предусмотрен режим перемодуляции (> 100 %) с паузами, составляющими 20–40 % от периода. Для лечебного воздействия применяют переменный и постоянный режимы генерации СМТ. В первом случае формируются двухполярные пульсации тока, а во втором – монополярные синусоидальные импульсы. Амплитуда модулирующего тока не превышает 50 мА. Амплипульстерапию осуществляют отдельными сериями колебаний тока, следующими в определенной последовательности, которые определяют род работы. Выделяют пять основных родов работы.

Первый род работы (IPP, ПМ – постоянная модуляция) – модуляция тока основной (несущей) частоты (рис. 3, *а*) токами фиксированной частоты (в диапазоне 10–150 Гц) и глубины модуляции (рис. 3, *б, в*). Сила возбуждающего эффекта нарастает с уменьшением частоты модуляции и увеличением ее глубины.

Второй род работы (IIPP, ПП – посылки-паузы) – сочетание посылок тока несущей частоты, модулированных одной частотой (в диапазоне 10–150 Гц) с паузами. Продолжительность посылок тока и пауз дискретна в пределах 1–6 с (рис. 15.3, *г*). Такой режим обеспечивает контрастность воздействия синусоидальных модулированных токов на фоне пауз и обладает наиболее выраженным нейромиостимулирующим эффектом.

Третий род работы (IIIPP, ПН – посылки-несущая частота) – сочетание посылок тока, модулированного определенной частотой (в диапазоне 10–150 Гц) с посылками немодулированного тока частотой 5 кГц. Продолжительность посылок тока дискретна в пределах 1–6 с (рис.15.3, *д*). Стимулирующее действие синусоидальных модулированных токов в таком сочетании выражено меньше, чем в предыдущем режиме, но начинает проявляться анальгетический эффект.

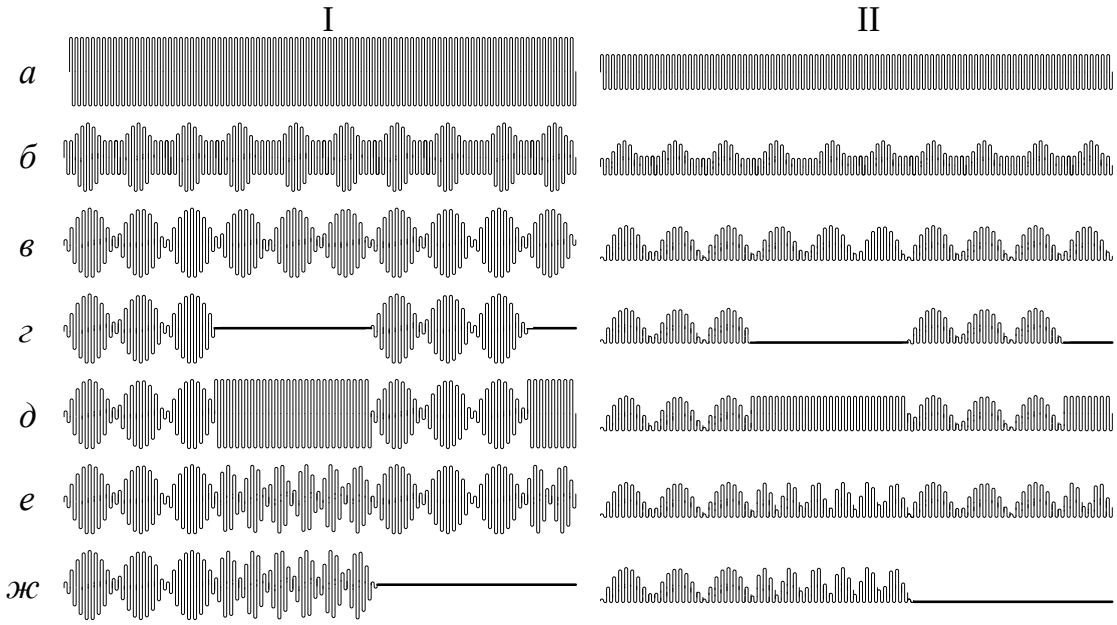


Рисунок 15.3 – Основные виды синусоидальных модулированных токов: I – переменный режим генерации; II – постоянный режим генерации немодулированные колебания с несущей частотой (*а*); IPP: модуляция 50 % (*б*),модуляция 100 % (*в*); IIPP: модуляция 100 % (*г*); IIIPP: модуляция 100 % (*д*); IVPP: модуляция 100 % (*е*); VPP: модуляция 100 % (*ж*)

Четвертый род работы (IVPP, ПЧ – перемежающиеся частоты) – сочетание чередующихся посылок тока с частотой модуляции 150 Гц и другой частотой в диапазоне 10–150 Гц (рис. 15.3, *е*). Синусоидальные модулированные токи в этом случае оказывают наибольший анальгетический эффект, который возрастает при уменьшении разности между частотой 150 Гц и избранной частотой модуляции.

Пятый род работы (VPP, ПЧП – перемежающиеся частоты-паузы) – сочетание чередующихся посылок тока с различными частотами модуляции в диапазоне 10–150 Гц и пауз между ними (рис. 15.3, *ж*). Такой режим обеспечивает слабовыраженную контрастность воздействия синусоидальных модулированных токов на фоне пауз и обладает мягким нейромиостимулирующим и трофическим действием.

Стимулирующий эффект значительно увеличивается в выпрямленном режиме при использовании II и V родов работы. В этом режиме синусоидальные модулированные токи по своим эффектам в наибольшей степени сходны с диадинамическими. Кроме того, в

выпрямленном режиме возможно проведение амплипульсфореза лекарственных веществ.

15.3 Показания и противопоказания

Основными показателями к применению синусоидальных модулированных токов являются: заболевания центральной нервной системы с двигательными, вегетососудистыми и трофическими нарушениями, заболевания периферической нервной системы с болевым синдромом (каузалгия, нейромиозит, невралгия, люмбаго, радикулит, симпаталгия), гипертоническая болезнь I-II стадии, заболевания органов дыхания (хронический бронхит, бронхиальная астма), желудочно-кишечного тракта (функциональные расстройства желудка, язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки, рефлюкс-эзофагит, дискинетические запоры, дискинезия желчевыводяших путей), заболевания суставов (ревматоидный артрит, деформирующий артроз, периартрит), воспалительные заболевания органов малого таза, энурез.

Основными противопоказаниями к применению синусоидальных модулированных токов являются острые и подострые воспалительные заболевания внутренних органов, переломы с нефиксированными костными отломками, желче- и мочекаменная болезнь, повышенная чувствительность к электрическому току, психоз, рассеянный склероз, посттромботическая болезнь.

15.4 Основы метода интерференцтерапии

Под интерференцтерапией понимают воздействие с лечебными или профилактическими целями двумя (или более) переменными токами средних частот, подводимых к телу пациента с помощью двух (или более) пар электродов таким образом, чтобы они могли между собой взаимодействовать (интерферировать), см. рис. 15.4, *а*.

Как известно, интерференция – процесс взаимного усиления или

ослабления волн (электрических, звуковых, световых) при их наложении друг на друга. При сложении двух переменных токов одинаковой силы с близкими, но различающимися между собой частотами результирующие электромагнитные колебания заряженных частиц определяются по формуле:

$$x = A \cdot \cos\ 2\pi f_1 t\ + A \cdot \cos\ 2\pi f_2 t\ =$$

$$= 2 \cdot A \cdot \cos(2\pi\ \frac{f_1 + f_2\ \cdot t}{2}\ \cdot \sin(2\pi\ \frac{f_1 - f_2\ \cdot t}{2}\ ,$$

где A – амплитуда исходных колебаний f_1 и f_2 (рис. 15.4, *б, в*).

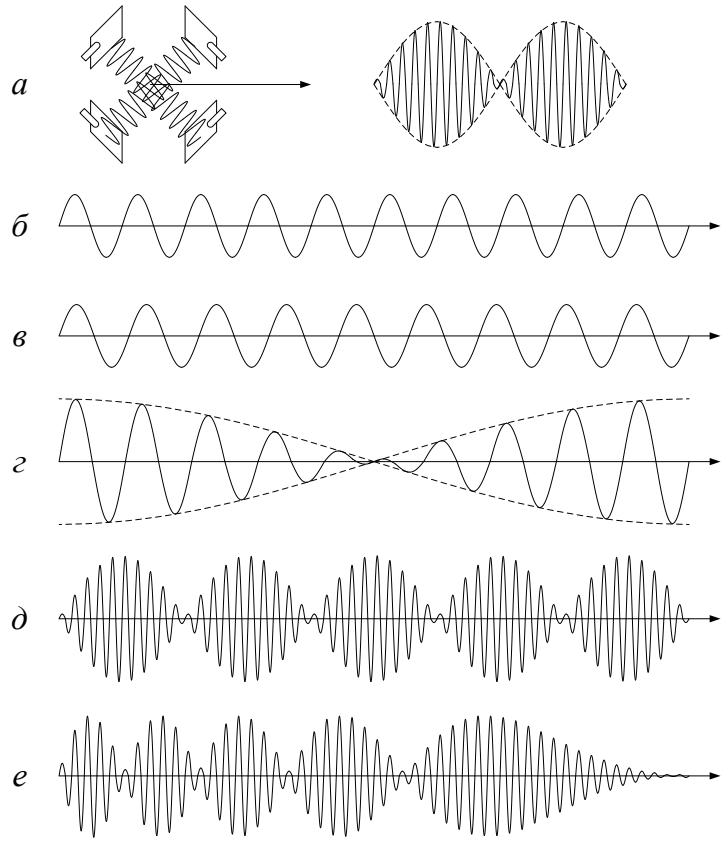


Рисунок 15.4 – Формирование интерференционных токов:
а – схема расположения электродов для формирования интерференционных токов; *б* и *в* – исходные колебания, подводимые к тканям человека при помощи электродов (несущие частоты); *г* – интерференционные токи (биения), возникающие внутри тканей; *д* – интерференционные токи с постоянной частотой биения; *е* – интерференционные токи с изменяющейся частотой биения

Результатом этих колебаний будет возникновение биений (модулированных по амплитуде токов с несущей частотой $(f_1 + f_2) / 2$ и глубиной модуляции 100 %), частота которых составляет $f_1 - f_2$ (рис. 15.4, *д*).

В электролечении интерференция применяется для получения

низкочастотных колебаний, образующихся за счет перпендикулярной или близкой к ней суперпозиции двух токов более высокой частоты. Впервые идею интерференцтерапии высказал и практически реализовал австрийский ученый Ганс Немек 1949 г.

В методе интерференцтерапии обычно используют переменные синусоидальные токи с частотами в пределах от 3000 до 5000 Гц, преимущественно около 4000 Гц. Один из токов применяют при постоянной частоте, а частоту другого тока варьируют так, чтобы от первого она отличалась на 1–200 Гц. При этом, вследствие различая частот перекрещивающихся токов в какие-то моменты направления колебаний обоих токов совпадают и в результате суммирования возникают колебания со значительно большей амплитудой. Временами же колебания с противоположно направленной фазой взаимно уничтожаются, приводя к нулевому значению результирующей амплитуды. Между этими двумя крайними значениями вследствие суммирования возникают колебания с амплитудами, значения которых плавно меняются от максимума до нуля и обратно. В результате интерференции вместо двух среднечастотных токов внутри тканей образуется новый переменный (интерференционный, ток Немека) ток низкой частоты. Амплитуда колебаний интерференционного тока, периодически изменяясь, образует так называемые биения, количество которых определяется разницей частот подводимых (составляющих) токов.

Интерференционным токам и основанному на их использовании лечебному методу присущи три основных достоинства.

1 – Благодаря низкому электрическому сопротивлению кожи и подкожной жировой клетчатки переменному току средней частоты он свободно проникает в глубь тканей, не раздражая кожу под электродами и не вызывая неприятных ощущений во время процедуры. В связи с этим интерференционные токи лучше других токов низкой частоты (например, диадинамических) переносятся детьми.

2 – Раздражающее действие, присущее токам низкой частоты, про-

является в глубине тканей, где происходит явление интерференции.

3 – Благодаря тому, что исходные токи мало раздражают рецепторный аппарат, при интерференцтерапии безбоязненно можно использовать довольно большую силу тока.

Показаниями для назначения интерференцтерапии являются заболевания нервной (остеохондроз позвоночника с неврологическими проявлениями, невриты, невралгии, вибрационная болезнь, ночное недержание мочи, каузалгии, фантомные боли и др.) и сердечнососудистой системы (вегетососудистая дистония, гипертоническая болезнь I и II ст., окклюзионные заболевания периферических сосудов, варикозное расширение вен, последствия тромбофлебитов и др.). Широко применяются интерференционные токи в травматологии и ортопедии – при травмах, артрозах и артритах, эпикондилитах, растяжениях сумочно-связочного аппарата, миозитах, переломах костей и их осложнениях, контрактурах суставов, остехондронатиях, спондилезе и др. Неплохие результаты получены при использовании интерференционных токов у больных с дискинезиями и заболеваниями желудочно-кишечного тракта, сопровождающимися раздражением чревного сплетения. Заслуживает внимание применение интерференционных токов в гериартрии в связи с их мягким влиянием на организм и активным действием на регуляцию сосудистого тонуса. Имеются сообщения о положительных результатах интерференцтерапии у больных с заболеванием кожи (простые угри, нейродермиты, опоясывающий лишай), а также воспалительными заболеваниями малого таза.

Применение интерференционных токов противопоказано при лихорадящих состояниях, злокачественных новообразованиях, острых и гнойных воспалительных процессах, свежих гемартрозах, наклонности к кровотечению, активном туберкулезе, болезни Паркинсона, рассеянном склерозе. Не рекомендуется воздействовать интерференционными токами на низ живота у беременных женщин.

15.5 Основы метода флюктуоризации

Электрический ток с беспорядочно изменяющейся амплитудой и частотой называется флюктуирующим, а воздействие таким током контактным способом на тело человека – флюктуоризацией. Флюктуирующие токи называются также токами с шумовым спектром. Особенность действия таких токов на организм заключается в том, что беспорядочная смена параметров колебаний не вызывает суммационных процессов в тканях, которые неизбежно происходят при ритмичном воздействия одинаковых по характеру импульсов или колебаний. Кроме того, адаптационные явления в тканях к этому току менее выражены по сравнению с равномерным импульсным или переменным током.

Для флюктуоризации применяют переменные или однонаправленные токи с непрерывно изменяющиеся в диапазоне с частотой 100 – 2000 Гц с беспорядочно изменяющейся амплитудой. Диапазон используемых напряжений достигает 100 В, а плотность тока – 3 мА·см$^{-2}$. В данном методе применяют три вида флюктуирующих токов (см. рис. 15.5).

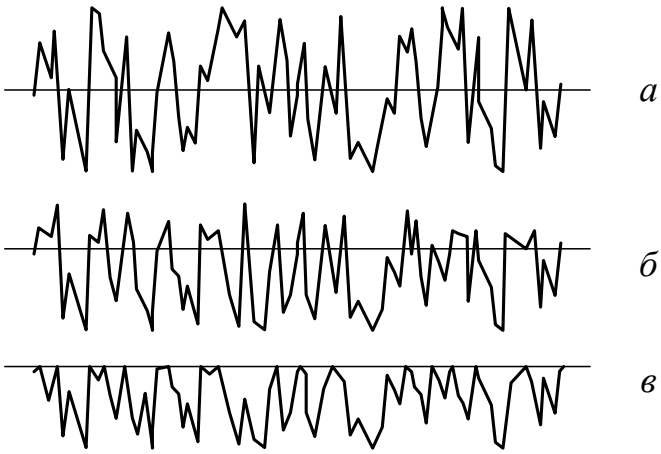


Рисунок 15.5 – Основные виды флюктуирующих токов:
а – двухполярный симметричный; *б* – двухполярный несимметричный;
в – однополярный

Первый вид: *двухполярный симметричный флюктуирующий ток* - непрерывно следующие, хаотически изменяющиеся по амплитуде и частоте колебания (рис. 15.5, *а*).

Второй вид: *двухполярный несимметричный флюктуирующий ток* - непрерывно следующие, хаотически изменяющиеся по частоте колебания неодинаковой амплитуды и преимущественно отрицательной полярности (рис. 15.5, *б*).

Третий вид: *однополярный флюктуирующий ток* – непрерывно следующие, хаотически изменяющиеся по частоте монополярные колебания (рис. 15.5, *в*). Такой ток может быть использован для введения лекарственных веществ (*флюктуофорез*).

Флюктуирующие токи вызывают возбуждение кожных афферентов, принадлежащих преимущественно немиелинизированными и тонкими миелинизированными волокнами (Aδ- и С-типов). Возникающие в них асинхронные афферентные потоки подавляют импульсацию из болевого очага и вызывают локальную аналгезию на участке воздействия. Достигая задних рогов спинного мозга, эти афферентные потоки вызывают также сегментарно-рефлекторные реакции, которые проявляются в усилении регионарного кровотока и активации нейротрофических влияний на ткани. При длительном воздействии повышение возбудимости нервных проводников сменяется угнетением, возникающим вследствие блокады их проводимости.

Наряду с рефлекторными ответами флюктуирующие токи вызывают выраженные местные реакции. Вызываемые ими аритмические фибрилляции миофибрилл при плотности тока свыше 1,5 $мА \cdot см^{-2}$ переходят в хаотические подергивания мышц. Фибрилляции мышечных волокон активируют кровоток и лимфоотток в очаге воспаления, усиливают фагоцитарную активность лейкоцитов и клеточный иммуногенез. Они мобилизуют факторы неспецифической резистентности в организме и ускоряют репаративную регенерацию в очаге воспаления, формируют поверхностные рубцы и спайки.

Возникающее при флюктуоризации расширение просвета сосудов вызывает кратковременную (в течение 30 мин) гиперемию кожи в зоне

расположения электродов и увеличивает температуру подлежащих тканей на 0,4 °С.

Флюктуирующие токи применяют в основном в стоматологической практике. Основными показаниями к применению флюктуирующих токов являются: заболевания периферической нервной системы с болевым синдромом (каузалгия, нейромиозит, миалгия, глоссалгия, невралгия), боли после экстракции зубов, заболевания десен, внутриротовые абсцессы и флегмоны после оперативного лечения, артрит височно-нижнечелюстного сустава.

Противопоказания применения флюктуирующих токов: тромбоблитерирующие заболевания, варикозная болезнь, облитерирующий эндартериит, вибрационная болезнь, вестибулярная болезнь, индивидуальная непереносимость тока и другие.

Лекция 16. АППАРАТ ДЛЯ АМПЛИПУЛЬСТЕРАПИИ «АМПЛИПУЛЬС-4»

16.1 *Назначение и основные технические данные аппарата*
16.2 *Конструкция аппарата*
16.3 *Принцип действия аппарата*

16.1 Назначение и основные технические данные аппарата

Аппарат «Амплипульс-4» предназначен для проведения лечебных воздействий синусоидальными модулированными токами звуковой частоты. Несущая частота синусоидальных токов – 5000 Гц, а частота колебаний модулирующего напряжения синусоидальной формы дискретно изменяется в диапазоне от 30 до 150 Гц. Такие токи, не вызывая раздражения и неприятных ощущений под электродами, обладают отчетливым быстронаступающим болеутоляющим действием. Они улучшают функциональное состояние нервно-мышечной системы и периферического кровообращения, а также способны вызывать сокращения мышц.

Аппарат «Амплипульс-4» предназначен для эксплуатации в медицинских учреждениях и в домашних условиях, при температуре окружающего воздуха от + 10 °С до + 35 °С и относительной влажности до 80 % при температуре + 25 °С.

Аппарат формирует четыре вида синусоидальных модулированных токов, соответствующих I–IV родам работы (см. рис. 15.3). Основные технические данные аппарата «Амплипульс-4» приведены в таблице 16.1.

По способу защиты пациента и обслуживающего персонала от поражения электрическим током аппарат «Амплипульс-4» соответствует требованиям класса защиты – II.

Таблица 16.1 – Технические данные аппарата «Амплипульс-4»

Показатель	Ед. изм.	Значение
Частота несущих колебаний синусоидальной формы	Гц	5000 ± 500
Коэффициент гармоник напряжения несущих колебаний, не более	%	15
Частота модулирующего напряжения синусоидальной формы устанавливается дискретно	Гц	30; 50; 70; 100; 150
Относительная погрешность установки частоты модулирующих колебаний, не более	%	10
Коэффициент гармоник модулирующего напряжения, не более	%	10
Коэффициент модуляции устанавливается дискретно	%	0; 50; 75; 100; > 100
В режиме перемодуляции (> 100 %) паузы составляют от периода	%	20–40
Погрешность коэффициента модуляции	%	± 15
Длительность серий пауз устанавливается дискретно в соотношениях	с	1:1,5; 2:3; 4:6
Погрешность формирования серий и пауз, не более	%	± 15
Диапазон изменения тока пациента при глубине модуляции до 100 % • на активном сопротивлении 250 Ом • на активном сопротивлении 1000 Ом	 мА мА	 0–80 0–30
Ток пациента устанавливается плавно в двух поддиапазонах (при сопротивлении нагрузки 250 Ом) • на первом поддиапазоне • на втором поддиапазоне	 мА мА	 0–20 0–80
Погрешность измерения тока в цепи пациента, не более	%	10
Аппарат допускает непрерывную работу в течение	ч	8
Напряжение питания	В	127 ± 12; 220 ± 22
Частота напряжения питания	Гц	50 ± 0,5
Мощность потребляемая аппаратом из сети, не более	ВА	40
Габаритные размеры аппарата, не более	мм	390×180×300
Масса аппарата, не более	кг	7,5

16.2 Конструкция аппарата

Аппарат «Амплипульс-4» выполнен настольным, переносным. Каркас кожуха аппарата собран из литых деталей и закрыт алюминиевыми стенками. На передней панели расположены органы управления, индикаторы и элементы присоединения аппарата к питающей сети (см. рис. 16.1).

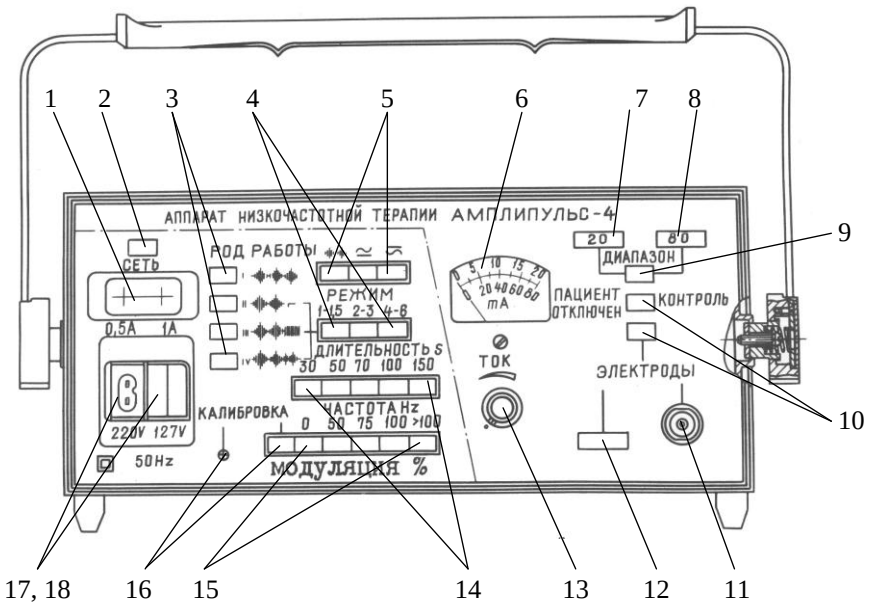


Рисунок 16.1 – Внешний вид аппарата «Амплипульс-4»

1 – держатели предохранителей под защитным кожухом;

2 – кнопка «СЕТЬ» для включения и выключения аппарата;

3 – кнопки «I», «II», «III», «IV» переключателя «РОД РАБОТЫ»;

4 – кнопки «1-1,5», «2-3» и «4-6» переключателя «ДЛИТЕЛЬНОСТЬ S»;

5 – кнопки переключателя «РЕЖИМ»;

6 – миллиамперметр для измерения силы выходного тока;

7 – индикатор «20» включения первого поддиапазона изменения выходного тока;

8 – индикатор «80» включения второго поддиапазона изменения выходного тока;

9 – кнопка «ДИАПАЗОН» переключателя поддиапазонов;

10 – кнопки «КОНТРОЛЬ – ПАЦИЕНТ ОТКЛЮЧЕН» И «ЭЛЕКТРОДЫ»;

11 – гнездо для подключения кабеля пациента;

12 – индикатор, свидетельствующий о подключении электродов при нажатой кнопке «ЭЛЕКТРОДЫ»;

13 – ручка «ТОК» регулятора тока в цепи пациента;

14 – кнопки «30», «50», «70», «100» и «150» переключателя «ЧАСТОТА Hz»;

15 – кнопки «0», «50», «75», «100» и «>100» переключателя «МОДУЛЯЦИЯ %»;

16 – кнопка и движок потенциометра «КАЛИБРОВКА» для калибровки коэффициента модуляции;

17 и 18 – гнезда для подключения сетевого кабеля.

Аппарат состоит из трех конструктивных блоков: генераторного блока, коммутирующего устройства и блока питания, соединенных между собой разъемами.

Коммутирующее устройство выполнено на передней панели, состоящей из субпанели и декоративного шильдика. На кнопочных переключателях П2К смонтированы платы печатного монтажа с размещенными на них элементами коммутирующего устройства.

Генераторный блок выполнен на шасси, большая часть элементов схемы размещена на печатных платах. На шасси генератора расположены блочные части разъемов, с помощью которых осуществляется электрическое соединение с коммутирующим устройством и блоком питания.

Блок питания выполнен в виде отдельного шасси, которое вставляется в аппарат сверху.

Для защиты от возможного поражения электрическим током при эксплуатации аппарата субпанель и шильдик выполнены из изоляционного материала, силовой и выходной трансформаторы и ручка потенциометра имеют усиленную изоляцию.

На каркасе предусмотрена ручка для переноса аппарата. Эта же ручка может служить подставкой для изменения наклона аппарата относительно плоскости стола

При применении круглых и пластинчатых электродов, присоединение их к аппарату производится с помощью кабеля для присоединения круглых электродов, кабеля для осуществления перехода с круглых электродов на пластинчатые и держателя электродов.

16.3 Принцип действия аппарата

Структурная электрическая схема аппарата низкочастотной терапии «Амплипульс-4» приведена на рисунке 16.2.

Схема аппарата содержит генератор высокой частоты (ГВЧ), генератор низкой частоты (ГНЧ), коммутатор частоты модуляции (КЧМ), модулятор (М), коммутатор коэффициента модуляции (ККМ), коммутатора рода работ (КРР), усилитель мощности (УМ), формирователь серий и пауз (ФСП), коммутатор режимов (КР), блок измерителя тока (БИТ) в цепи пациента и блок питания.

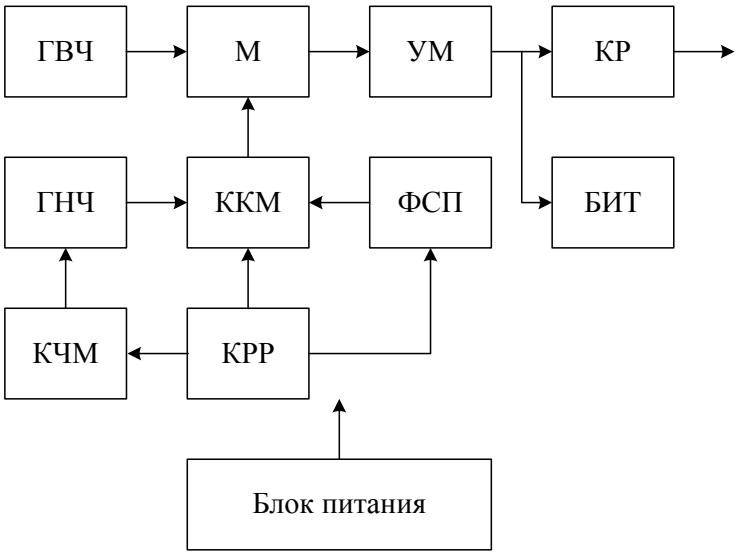


Рисунок 16.2 – Структурная электрическая схема аппарата «Амплипульс-4»

Генератор высокой частоты генерирует напряжение синусоидальной формы с частотой 5000 Гц. Выходной сигнал этого генератора поступает на первый вход модулятора.

Генератор низкой частоты генерирует напряжение синусоидальной формы фиксированных частот: 30, 50, 70, 100 и 150 Гц. Задание значения частоты модуляции осуществляется с помощью коммутатора частоты модуляции. Выходной сигнал генератора низкой частоты через коммутатор коэффициента модуляции поступает на второй вход модулятора. С помощью коммутатора коэффициента модуляции устанавливается одно из его значений.

В модуляторе напряжение с частотой 5000 Гц модулируется

напряжением низкой частоты. Модулированное напряжение поступает на усилитель мощности с двухтактным выходом, работающий на цепь пациента.

Коммутатор режима обеспечивает требуемый режим работы:

- переменный режим генерации;
- постоянный режим генерации с одной полярностью;
- постоянный режим генерации с другой полярностью.
- При помощи коммутатора рода работ и формирователя серий и пауз производится переключение соответствующих цепей для получения необходимого вида тока (см. рис. 16.2):
- синусоидальные колебания, модулированные произвольно выбираемой частотой модуляции 30, 50, 70, 100 или 150 Гц;
- серии синусоидальных модулированных колебаний с произвольно выбираемой частотой модуляции 30, 50, 70, 100 или 150 Гц, чередующиеся с паузами;
- серии синусоидальных модулированных колебаний с произвольно выбираемой частотой модуляции 30, 50, 70, 100 или 150 Гц, чередующиеся с сериями немодулированных колебаний;
- серии синусоидальных модулированных колебаний с произвольно выбираемой частотой модуляции 30, 50, 70, 100 Гц, чередующиеся с сериями модулированными колебаниями с частотой 150 Гц.

Измерение силы тока, протекающего в цепи пациента, производится блоком измерителя тока и отображается с помощью стрелочного миллиамперметра.

Питание всех блоков осуществляется блоком питания, который работает от сети переменного напряжения 127 В или 220 В с частотой 50 Гц.

Лекция 17. АППАРАТ ДЛЯ ФЛЮКТУОРИЗАЦИИ АСБ-2-1

17.1 *Назначение и основные технические данные аппарата*
17.2 *Конструкция аппарата АСБ-2-1*
17.3 *Принцип действия аппарата*

17.1 Назначение и основные технические данные аппарата

Аппарат предназначен для устранения болей (при невралгиях, воспалительных и других патологических процессах), а также для других лечебных процедур и, в частности, электрофореза лекарственных веществ в зубоврачебной практике. Аппарат формирует три вида флюктуирующих токов (см. рис. 15.5). Основные технические данные аппарата приведены в таблице 2.

Таблица 2 – Основные технические данные аппарата АСБ-2-1

Показатель	Ед. изм.	Значение
Диапазон регулирования действующего напряжения на выходе аппарата при сопротивлении нагрузки 10 кОм	В	0–95 ± 25
Погрешность измерения тока в цепи пациента, не более	%	± 20
Время установления рабочего режима аппарата, не более	мин	10
Время непрерывной работы	час	8
Напряжение питающей сети с частотой 50 Гц	В	220 ± 22
Мощность, потребляемая аппаратом из сети, не более	ВА	50
Габаритные размеры аппарата	мм	280×175×120
Масса аппарата	кг	6,5

По электробезопасности аппарат выполнен по классу защиты II.

17.2 Конструкция аппарата АСБ-2-1

Аппарат смонтирован в металлическом корпусе и представляет собой настольную переносную конструкцию. Внешний вид аппарата показан на рис. 17.1.

На горизонтальной лицевой панели расположены: сигнальная лампа 1 включения аппарата, измерительный прибор 2, ручка 3 регулятора тока и

три кнопки 4–6 управления. Нажатию каждой кнопки соответствует режим работы аппарата: напряжение переменное, частично выпрямленное и выпрямленное (кнопка 4 – холостая, обеспечивающая основной режим переменного тока, две другие 5 и 6 обеспечивают частичное и полное выпрямление).

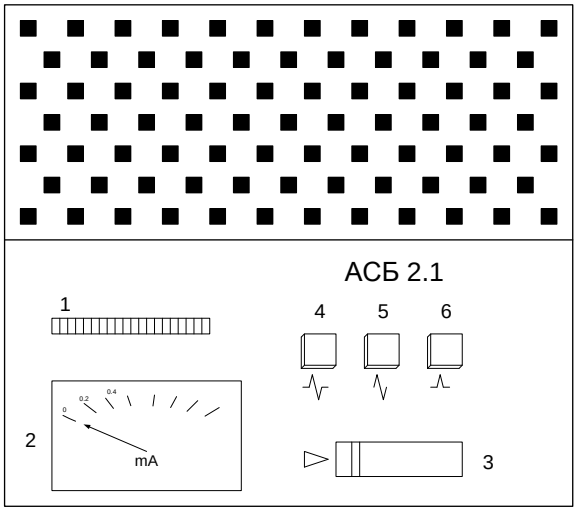


Рисунок 17.1 – Внешний вид аппарата АСБ-2-1

Выключатель сети и держатель предохранителя находятся на задней стенке корпуса. На передней стенке находится гнездо для вилки провода от электродов. Электроды применяются специальные (внутриротовые) и накладываются на десну с наружной и внутренней стороны около больного зуба; для обезболивания один электрод накладывают на десну, другой – вверх по ходу тройничного нерва. Возможны и другие методики применения аппарата.

17.3 Принцип действия аппарата

Аппарат представляет собой генератор переменного напряжения с шумовым спектром. Функциональная электрическая схема аппарата приведена на рис. 17.2.

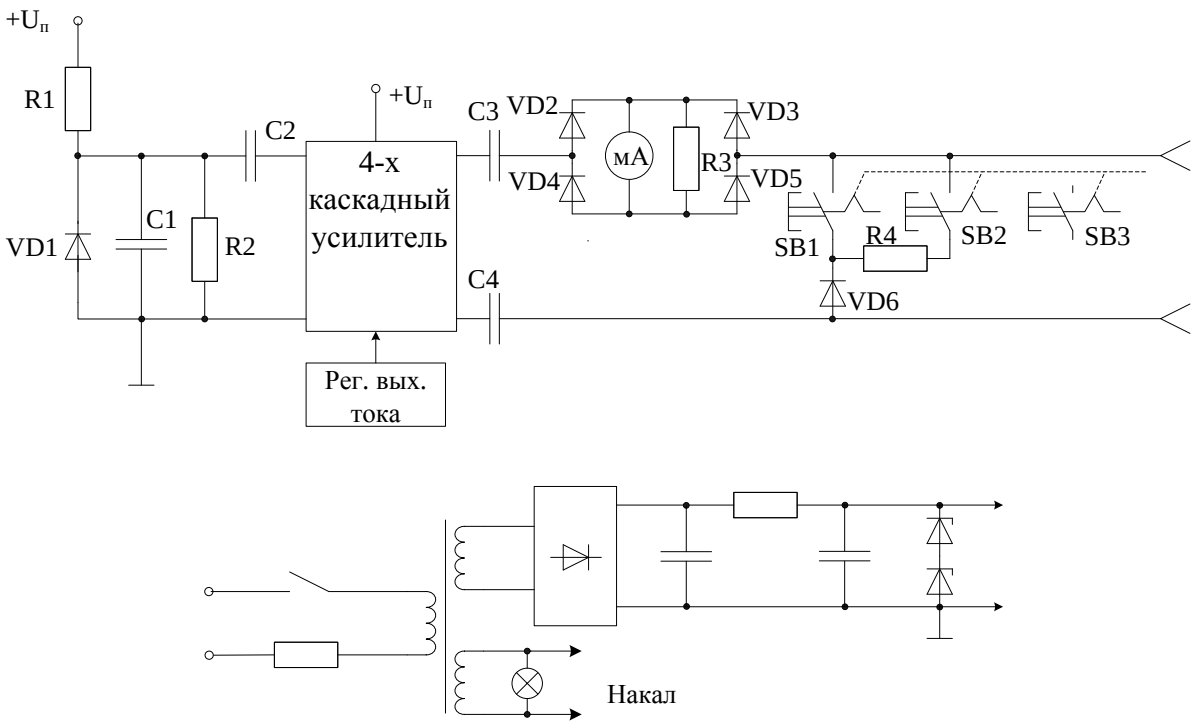


Рисунок 17.2 – Функциональная схема АСБ-2-1

Источником напряжения с шумовым спектром является специально подобранный германиевый диод Д2Ж (VD1). Диод VD1 подключен к питающему напряжению через резистор R1 с большим сопротивлением. Шумовая (переменная) составляющая напряжения на диоде выделяется конденсатором C2 и поступает на вход четырехкаскадного усилителя на лампах. С выхода усилителя через разделительные конденсаторы C3 и C4 напряжение подается на клеммы пациента. Путем подключения параллельно выходной цепи диода VD6 (кнопка SB1) или диода VD6 и резистора R4 (кнопка SB2) можно получить полностью или частично выпрямленное напряжение (с сохранением его шумового характера). Ток в цепи пациента регулируется потенциометром регулятора выходного тока и измеряется миллиамперметром, включенным в диагональ выпрямительного моста VD2-VD5.

Лекция 18. ТЕРАПИЯ ПОСТОЯННЫМ ЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ПОЛЕМ И АЭРОИОНАМИ

18.1 *Основы метода франклинизации*
18.2 *Физиологическое действие и параметры воздействия при франклинизации*
18.3 *Основы метода аэроионотерапии*
18.4 *Физиологическое действие и параметры воздействия при аэроионотерапии*

18.1 Основы метода франклинизации

Воздействие постоянным электрическим полем, созданным между электродами с высокой разностью потенциалов (30…40кВ), называется «электростатическим душем» или франклинизацией.

Франклинизация проводится в виде общей или местной процедуры. При общем воздействии (см. рис. 18.1) пациент усаживается на стул, касаясь ногами (при снятой обуви) металлического листа, соединенного с положительным выводом источника питания и заземленного. Над его головой устанавливается второй электрод в виде звезды или полусферы, усаженной остриями, и соединенный с отрицательным выводом источника питания.

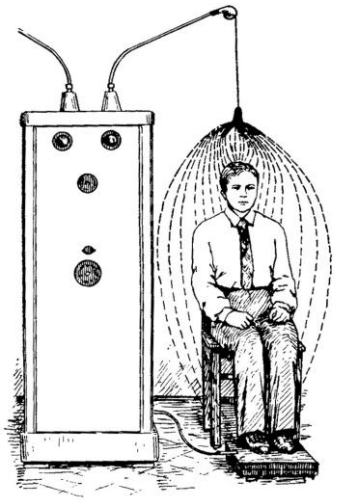


Рисунок 18.1 – Проведение процедур общей франклинизации

При местной процедуре одним из электродов в виде источника полусферы или прямоугольной пластины с остриями, или шарика (для воздействия на малые участки) устанавливается на расстояния нескольких сантиметров над поверхностью тела в области, подлежащей воздействия (рис. 18.2). Второй электрод в виде гладкой пластины подкладывается снизу.

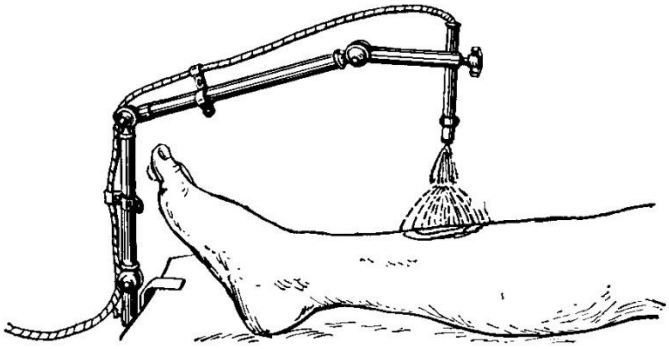


Рисунок 18.2 –Проведение процедур местной франклинизации

18.2 Физиологическое действие и параметры воздействия при франклинизации

При франклинизации практически все приложенное к электродам напряжение надает на воздушном промежутке, отделяющим активный электрод от поверхности тела пациента. Это объясняется высокой по сравнению с воздухом проводимостью тканей тела. На остриях головного электрода напряженность поля имеет наибольшие значение и в результате этого происходит тихий электрический разряд, интенсивность которого зависит от напряжения приложенного к электродам. Напряженность электрического поля в тканях тела пациента невелика, однако достаточна для поляризации молекул в тканях-диэлектриках и возникновения микро токов в тканях-проводниках. Эти процессы являются одним из первичных механизмов лечебного действия франклинизации.

Особых ощущений при франклинизации пациент не испытывает. Однако ионный поток, распространяющийся от остриев активного электрода, увлекает за собой частицы воздуха и образует так называемый «электрический ветерок», который может ощущаться на открытых поверхностях тела. При большой интенсивности возникает шипение и потрескивание.

Дозировка процедур франклинизации заключается в регулировании напряженности электрического поля, которое возможно как за счет изменения напряжения между ними. При общей франклинизации головной электрод устанавливается обычно на расстоянии 12…15 см над головой

пациента, при местной франклинизации воздушный зазор составляет 5–7 см. При этом минимальное напряжение составляет 5 кВ, максимальное при общей процедуре – 50 кВ, при местной – 15…20 кВ.

Большое значение в механизме действия франклинизации придается аэроионному потоку, который образуется на остриях активного электрода и падает на поверхность тела, а также действию на организм вдыхаемого пациентом ионизированного и частично озонированного воздуха.

18.3 Основы метода аэроионотерапии

Лечебное применение аэронов – аэроионотерапия, является самостоятельным методом лечения.

Аэроионы образуются за счет потери электрона внешней орбитой ионизируемого атома или молекулы (в основном азота) и связывания электрона свободным атомом или молекулой (в основном кислород). Вокруг ионов сосредотачиваются нейтральные молекулы газа. В результате этого образуется т.н. «легкие» аэроионов с мельчайшими твердыми и жидкими частицами, взвешенными в воздухе, образуются «тяжелые» аэроионы с радиусом порядка 10^{-1}мкм. Легкие аэроионы, группируя вокруг себя молекулы воды, превращаются в промежуточные по величине «средние» аэроионы.

Для проведения процедур аэроионотерапии, помимо аппаратов для франклинизации, которые снабжаются специальным большим сферическим электродом с остриями, применяют специальные генераторы аэроинов:

- электроэффлювиальные, основанные на создания высокой напряженности электрического поля около находящегося под напряжением металлического острия;
- радиоактивные, основанные на ионизирующем действии α- и β-излучения радиоактивных изотопов;
- гидроаэроионизаторы, основанные на эффекте образования

отрицательно заряженных капелек (гидроаэроионы) при разбрызгивании воды;

- термические ионизаторы, использующие термоэлектрическую эмиссию раскаленных металлов;
- фотоионионизаторы, обеспечивающие ионизацию воздуха помещения при воздействии на него ультрафиолетового излучения.

18.4 Физиологическое действие и параметры воздействия при аэроионотерапии

Аэроионы используются как для ингаляции, так и для воздействия на открытую поверхность тела в рефлексогенных зонах, либо в области ран, язв, ожогов. В процессе дыхания аэроионы оседают на слизистой оболочке верхних дыхательных путей и передаются в кровь и лимфу. В результате электрохимических процессов, вызванных зарядами аэроионов, снижается местная возбудимость нервных окончаний, проявляется общее нормализирующее действие на организм.

При дозировке процедур аэроионизации исходят из того, что лечебная доза за процедуру составляет 10…15 млрд ионов. При 14…18 вдохах в минуту (5…7 л воздуха) и длительности процедуры 10 мин в 1 см^3 воздуха должно содержаться несколько сотен тысяч ионов. По этим данным, а также с учетом производительности генератора может быть рассчитана необходимая продолжительность процедуры.

Аэроионизаторы различных типов на расстоянии полуметра создают в 1 см^3 от десятков тысяч до нескольких миллионов аэроионов.

Лекция 19. АППАРАТ ДЛЯ ФРАНКЛИНИЗАЦИИ И АЭРОИОНОТЕРАПИИ АФ-3-1

19.1 *Основные технические данные аппарата*
19.2 *Конструкция аппарата АФ-3-1*
19.3 *Принцип действия аппарата АФ-3-1*

19.1 Основные технические данные аппарата

Аппарат предназначен для проведения процедур общей и местной франклинизации, а так же групповой и индивидуальной аэроионотерапии. Основные технические данные аппарата приведены в табл. 1.

Таблица 19.1 – Основные технические данные аппарата АФ-3-1

Показатель	Ед. изм.	Значение
Наибольшее выходное напряжение, при нагрузке 2500 МОм	кВ	50
Количество ступеней регулирования величины выходного напряжения		10
Величина напряжения каждой ступени	кВ	5
Ток короткого замыкания выхода аппарата, не превышает	мкА	400
Напряжение питающей сети с частотой 50 Гц	В	220±22
Мощность, потребляемая аппаратом из сети, не более	ВА	50
Габаритные размеры аппарата	мм	670×560×375
Масса аппарата	кг	35

По электробезопасности аппарат выполнен по классу защиты 0I.

19.2 Конструкция аппарата АФ-3-1

Аппарат смонтирован в корпусе из изоляционного материала (см. рис. 19.1). На передней стенке корпуса расположен пульт управления: тумблер 1 «СЕТЬ» для подключения и отключения аппарата от сети; глазок индикаторной лампы 2 подключения аппарата к сети; ручки 3 переключатели. «Установка напряжения кV» для регулировки выходного напряжения.

На задней стенке аппарата смонтированы держатели предохранителей и трехполюсной разъем для подключения съемного сетевого шнура.

На правой боковой стенке корпуса укреплен кронштейн, в котором устанавливается шарпирный держатель 4 головного электрода 5. Через отверстие в боковой стенке выведен провод 6 в высоковольтной изоляции с наконечником для подключения к головному электроду. В нижней части боковой стенки имеется гнездо 7 для подключения провода ножного электрода, а также разрядной ручки.

Для удобства переноски аппарата снабжен двумя ручками 8.

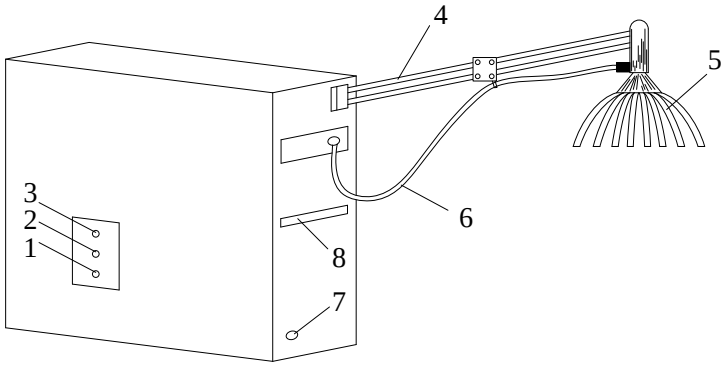


Рисунок 19.1 – Конструкция аппарата АФ-3-1

19.3 Принцип действия аппарата АФ-3-1

Функциональная схема аппарата приведена на рисунке 19.2. Основными частями аппарата являются: генератор импульсов (ГИ) с частотой 400 Гц, управляющий тиристором VS1 который включен в первичную обмотку повышающего трансформатора T2; полупроводниковый выпрямитель-умножитель и источники питания генератора и тиристора.

Аппарат питается от сети через силовой трансформатор T1. В цепь сетевых проводов включен помехоподавляющий емкостной фильтр на конденсаторах C1…C3 и резистор R1, двухполюсный выключатель SA1 (тумблер «СЕТЬ») и предохранители FU1 и FU2.

Для питания генератора импульсов напряжение снимается со второй обмотки W2.2 трансформатора T1. После выпрямления при помощи диодов VD5-VD8 оно поступает на стабилизатор напряжения CH2. Этот стабилизатор представляет собой П-образный резистивно-емкостной фильтр со стабилитроном на выходе.

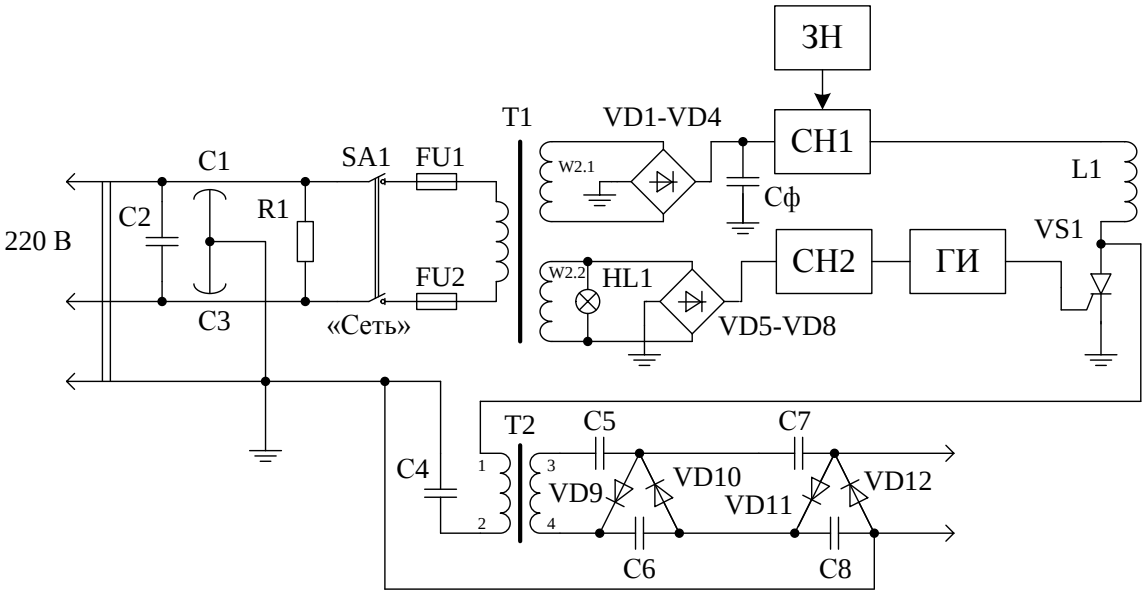


Рисунок 19.2 – Функциональная схема аппарата АФ-3-1

Генератор импульсов выполнен по схеме несимметричного мультивибратора на двух транзисторах. Короткие импульсы с частотой около 100 Гц подаются на управляющий электрод тиристора VS1. При отпирании тиристора происходит разряд конденсатора С4 через первичную обмотку повышающего трансформатора Т2. В результате возникающих колебаний конденсатор С4 перезаряжается и тиристор VS1запирается. Последующий перезаряд конденсатора С4 осуществляется через цепи стабилизатора напряжения СН1. Трансформатор Т2 имеет коэффициент трансформации равный 100, поэтому на вторичной обмотке этого трансформатора формируется переменное напряжение с амплитудой 12…13 кВ.

Выпрямитель–умножитель представляет собой собранную на выпрямительных столбах и конденсаторах схему учетверения напряжения. Установление напряжения на выходе такой схемы происходит за два периода напряжения на вторичной обмотке трансформатора Т2. На рис. 19.3 поэтапно показаны процессы заряда конденсаторов и формирование выходного напряжения.

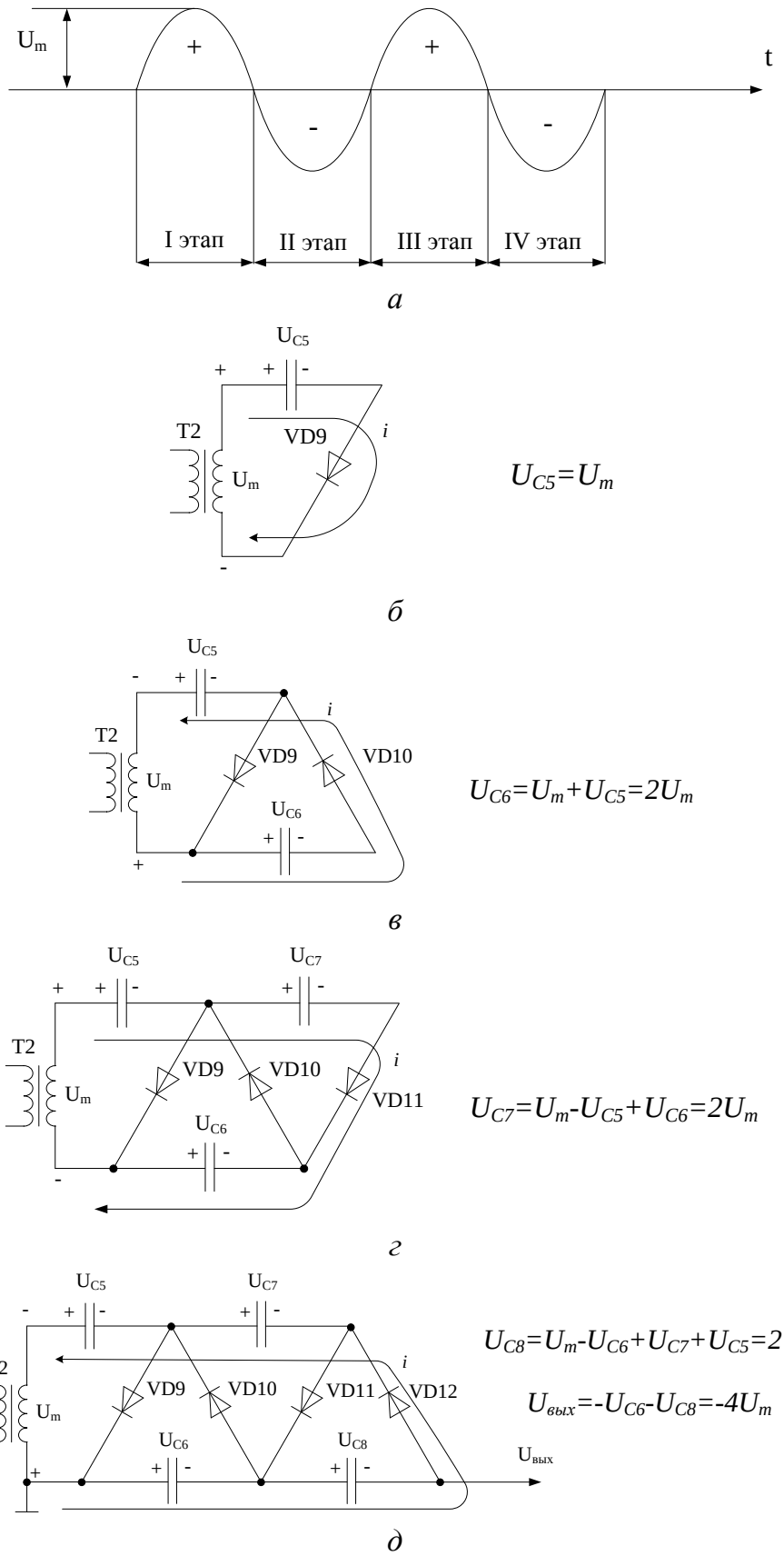


Рисунок 19.3 – Процесс формирования выходного напряжения:
а – входное напряжение с разделением на этапы синусоидального сигнала;
б – контур заряда на первом этапе; *в* – контур заряда на втором этапе;
г – контур заряда на третьем этапе; *д* – контур заряда на четвертом этапе

Из рис. 19.3, *д* видно, что при подключении к выходному выводу высокоомной нагрузки на ней будет падать учетверенное напряжение вторичной обмотки трансформатора Т2. В аппарате вывод 4 вторичной обмотки Т2 соединен с заземленным шасси и с гнездом для подключения ножного электрода. Головной электрод соединяется с выходным выводом умножителя, наибольший отрицательный потенциал на котором достигает 50 кВ.

Регулировка выходного напряжения аппарата производится изменением напряжения на аноде тиристора VS1. Это напряжение создается выпрямителем, собранным на мостовой схеме на диодах VD1-VD4, фильтровым конденсатором $C_ф$.

Выпрямленное напряжение стабилизируется компенсационным стабилизатором СН1 с регулирующим транзистором и усилителем постоянного тока на двух транзисторах. Опорное напряжение создается стабилизатором. Часть опорного напряжения ЗН подается на вход усилителя. С помощью переключателя за датчика (ручка «Установка напряжения кВ») коммутируются резисторы верхнего плеча делителя так, что общее сопротивление этого плеча минимально в положении переключателя «5» и максимально – в положении «50». С увеличением сопротивления верхнего плеча делителя регулирующий транзистор приоткрывается и напряжение на выходе стабилизатора СН1 увеличивается.

Заземление аппарата осуществляется с помощью третьей жилы съемного сетевого шнура, предназначенной для подключения к устройству защитного заземления (зануления).

Лекция 20. МАГНИТОТЕРАПИЯ

20.1 *Физиотерапевтический эффект*
20.2 *Параметры воздействия*
20.3 *Показания та противопоказания*

20.1 Физиотерапевтический эффект

Действие магнитного поля на организм отличается от влияния других физических факторов рядом особенностей. Реакции организма на применение магнитных полей характеризуются разнообразием и неустойчивостью. Это в значительной степени определяется большими различиями индивидуальной чувствительности к ним как организма в целом, так и отдельных органов и тканей. Направленность реакции в ответ на применение магнитного поля зависит от исходного состояния организма и функции его систем. Воздействие на фоне повышенной функции приводит к ее снижению, а применение магнитного поля в условиях угнетения функции сопровождается ее повышением. В связи с этим действие магнитных полей на организм человека может рассматриваться как оптимизирующее.

Практическое применение магнитотерапии привело к появлению термина «биотропные параметры», под которым понимают физические параметры магнитного поля, определяющие его биологическое действие. К ним обычно, кроме напряженности и индукции относят: магнитный поток, градиент магнитной индукции, частоту, форму и длительность импульса, длительность паузы. Наряду с этим к числу факторов, определяющих ответные реакции организма на действие магнитного поля, относят также локализацию воздействия, объем тканей, взаимодействующих с ним, а также исходное состояние организма. Меняя параметры воздействия и методику магнитотерапии, можно обеспечить получение необходимых эффектов от применения магнитного поля.

20.2 Параметры воздействия

Наиболее распространенными в применении являются переменные магнитные поля (см. рис. 20.1, *а*) образующиеся с помощью индукторов при питании их переменным током. В таких полях в каждой точке пространства изменяются как значение, так и направление вектора магнитной индукции в соответствии с законом изменения тока. Частным случаем является синусоидальное магнитное поле. Большинство промышленно выпускаемых магнитотерапевтических аппаратов подключаются к сети переменного тока, что позволяет осуществлять питание индукторов синусоидальным током с частотой сети без использования дополнительного генератора.

Частным случай переменного поля, у которого вектор магнитной индукции изменяет свое значение, при этом, не меняя направления, является пульсирующее магнитное поле. Такое поле образуется в индукторе при питании его током, получающимся, например, в результате одно- или двухполупериодного выпрямления синусоидального (см. рис. 20.1, *б*).

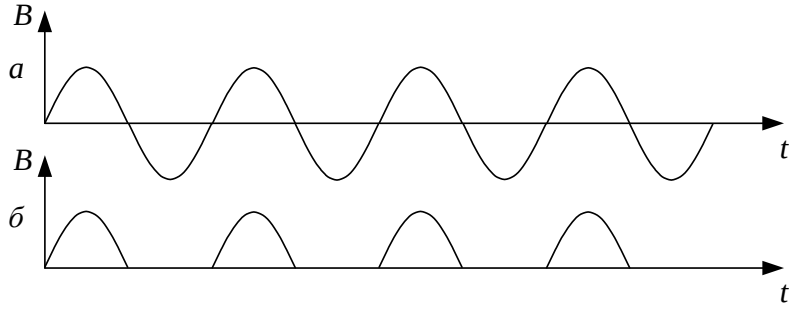


Рисунок 20.1 – Виды терапевтических магнитных полей

В лечебных целях используют низкочастотные магнитные поля частотой 0,125–1000 Гц, магнитная индукция которых не превышает 100 мТл.

Биологическая активность переменных магнитных полей обусловлена индуцируемыми в организме электрическими полями и токами. Так, в пульсирующем магнитном поле индукцией 10^{-3} Тл

напряженность возникающего в тканях электрического поля достигает 10^{-1} В/м. Плотность возникающих вихревых токов в возбудимых тканях (10^{-1} А/м^2) сопоставима с величинами воротных токов одиночных Na^+ ионных каналов на возбудимых мембранах ($2 \cdot 10^{-1}$ А/м^2) и достаточна для модуляции возбудимости нейронов со спонтанной импульсной активностью. В результате увеличивается скорость проведения потенциалов действия по нервным проводникам и уменьшается периневральный отек. Восстановление функциональных свойств нейролеммы афферентных проводников болевой чувствительности приводит к ослаблению, а затем и прекращению импульсации из болевого очага. Таким образом, в отличие от постоянного магнитного поля, оказывающего тормозное влияние на периферическую нервную систему, низкочастотное магнитное поле вызывает ее возбуждение. Кроме того, оно нормализует вегетативные функции организма, уменьшает повышенный тонус сосудов и моторную функцию желудка. При этом наибольшим возбуждающим действием обладают вращающиеся и бегущие магнитные поля. При помощи вращающегося магнитного поля можно вводить лекарственные вещества в ткани.

Также в результате терапевтического воздействия таких полей формируются общие приспособительные реакции организма, направленные на повышение его резистентности и толерантности к физическим нагрузкам, стимуляцию половой активности.

При проведении процедур низкочастотной магнитотерапии наблюдается ряд физиотерапевтических эффектов, среди которых сосудорасширяющий, катаболический, лимфодренирующий, гипокоагулирующий, гипотензивный.

20.3 Показания та противопоказания

Показаниями к применению магнитотерапии являются: ишемическая болезнь сердца, постинфарктный кардиосклероз, гипертоническая болезнь I стадии, заболевания периферических сосудов конечностей, последствия закрытых травм головного мозга и ишемического инсульта, заболевания и повреждения периферической нервной системы, неврозы, вегеталгии, хронические воспалительные заболевания внутренних органов (легких, желудка, печени, двенадцатиперстной кишки, почек, половых органов), переломы костей, артрозы и артриты, остеомиелит, пародонтоз, заболевания ЛОР-органов, вяло заживающие гнойные раны, ожоги, келлоидные рубцы.

Противопоказания к применению магнитотерапии: ссостояние после инфаркта миокарда (1–3 мес.), геморрагический инсульт, ишемическая болезнь сердца, стенокардия напряжения III ФК, гипотония, наличие искусственных кардиостимуляторов.

Лекция 21. АППАРАТ НИЗКОЧАСТОТНОЙ МАГНИТОТЕРАПИИ «ПОЛЮС-101»

21.1 *Назначение и основные технические данные аппарата*
21.2 *Конструкция аппарата*
21.3 *Принцип действия аппарата*

21.1 Назначение и основные технические данные аппарата

Аппарат для низкочастотной магнитотерапии «ПОЛЮС-101» предназначен для лечебного воздействия переменным магнитным полем на конечности больного и другие области тела. Аппарат применяется в физиотерапевтических кабинетах и в палатах лечебно-профилактических учреждений. Основные технические данные аппарата приведены в табл. 21.1.

Таблица 21.1 – Технические данные аппарата «ПОЛЮС-101»

Наименование показателя	Ед. изм.	Значение
1	2	3
Количество индукторов-соленоидов	шт.	2
Вид тока питания индукторов		синусоидальный
Частота магнитного поля: индуктора-соленоида «I» индуктора-соленоида «II»	 Гц Гц	 1000 ± 100 700 ± 100
Амплитудное значение магнитной индукции на ступени регулирования «4» в геометрическом центре соленоида	мТл	1,5 ± 0,5
Значение магнитной индукции относительно значения на ступени регулирования «4» на: ступени регулирования «1» ступени регулирования «2» ступени регулирования «3»	 отн. ед.	 0,25 ± 0,07 0,50 ± 0,13 0,75 ± 0,19
Режимы питания индукторов	–	непрерывный, прерывистый
В прерывистом режиме работы отношение длительностей посылки к паузе период следования посылок	 с	 1 : 1 3,2
Мощность, потребляемая аппаратом, не более	ВА	50
Диапазон регулирования проведения процедур	мин	1–30

Продолжение табл. 21.1

1	2	3
Габариты: аппарата в сборе (вместе с индукторами-соленоидами) соленоида	 мм мм	 34×114×410 Ø220×Ø264×35
Масса: аппарата в сборе (вместе с индукторами-соленоидами) индуктора-соленоида, не более	 кг кг	 12,5 2

По электробезопасности аппарат «ПОЛЮС-101» соответствует требованиям класса защиты – II.

21.2 Конструкция аппарата

Конструктивно аппарат состоит из электронного блока и двух идентичных индукторов-соленоидов имеющих нумерацию «I» и «II». Соленоиды укреплены на стойках и с помощью кабелей присоединяются к электронному блоку. Соленоид может поворачиваться относительно стоек и фиксироваться в любом положении. При переноске индукторы-соленоиды и сетевой шнур вкладываются в специальный отсек электронного блока аппарата. На лицевой панели аппарата (рис. 21.1) размещены органы управления и индикаторы:

1 – процедурные часы, предназначенные для включения сети и установки длительности процедуры;

2 – переключатель с маркировкой «РЕЖИМ», состоящий из двух кнопок с маркировкой «НЕПРЕР.» и «ПРЕР.» и служащий для установки непрерывного или прерывистого режима работы индукторов;

3 – переключатель с маркировкой «ИНТЕНСИВНОСТЬ», состоящий из четырех кнопок с маркировкой «1», «2», «3», «4» и служащий для регулировки интенсивности магнитного поля;

4 – переключатель с маркировкой «ИНДУКТОР» («I» и «II»), служащий для включения индукторов магнитного поля;

5 – ручка электронного блока, предназначенная для переноски аппарата и его установки на горизонтальной поверхности;

6 – фиксаторы положения ручки электронного блока;

7 – замки крышки отсека электронного блока;

8 – индикатор с маркировкой «СЕТЬ», обеспечивающий световую сигнализацию о подаче напряжения сети на вход электронного блока;

9 – индикаторы с маркировкой «ИНДУКТОР» («I» и «II»), служащие для световой сигнализации наличия магнитного поля.

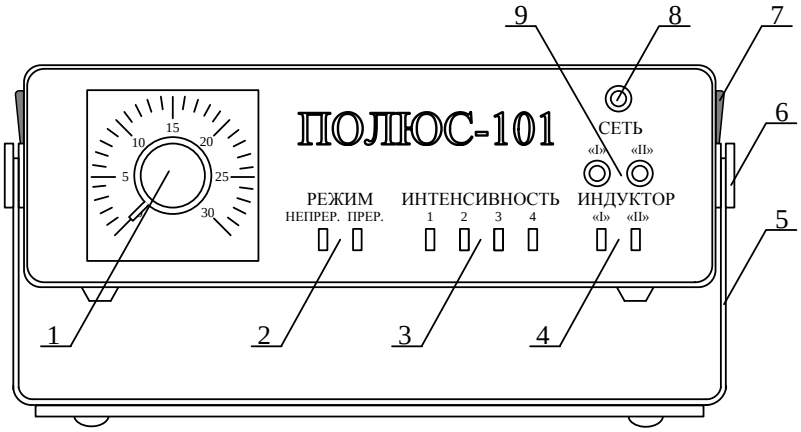


Рисунок 21.1 – Внешний вид аппарата «ПОЛЮС-101» со стороны лицевой панели

21.3 Принцип действия аппарата

Функциональная схема аппарата изображена на рис. 21.2 и включает в себя генераторы, коммутатор, делитель частоты, аттенюатор, усилитель мощности, конденсаторы, индукторы, индикаторы, а также процедурные часы и источник питания.

Синусоидальные колебания частотой 1000 и 700 Гц обеспечиваются двумя мостовыми генераторами Вина, собранными на основе операционных усилителей. Схемы генераторов идентичны (см. рис. 21.3). Положительную обратную связь на неинвертирующий вход операционного усилителя D3 (D4) создает фазосдвигающая цепочка на резисторах R15, R16, R23, (R17, R18, R24) и конденсаторах C10, C14 (C11, C15). Подстройка частоты генерации осуществляется с помощью переменных резисторов R23 и R24. Отрицательная обратная связь, в цепь которой включены сопротивление канала сток-исток полевого транзистора V6 (V7) и резисторы R8, R9, R19 (R10, R11, R20), замыкает цепь инвертирующего входа операционного усилителя D3 (D4). Когда глубина положительной обратной связи равна или превышает глубину

отрицательной обратной связи, возникают условия для устойчивой генерации сигнала, значение частоты которого определяется параметрами фазосдвигающей цепочки. Высокую стабильность выходного напряжения генератора обеспечивает схема автоматической регулировки усиления.

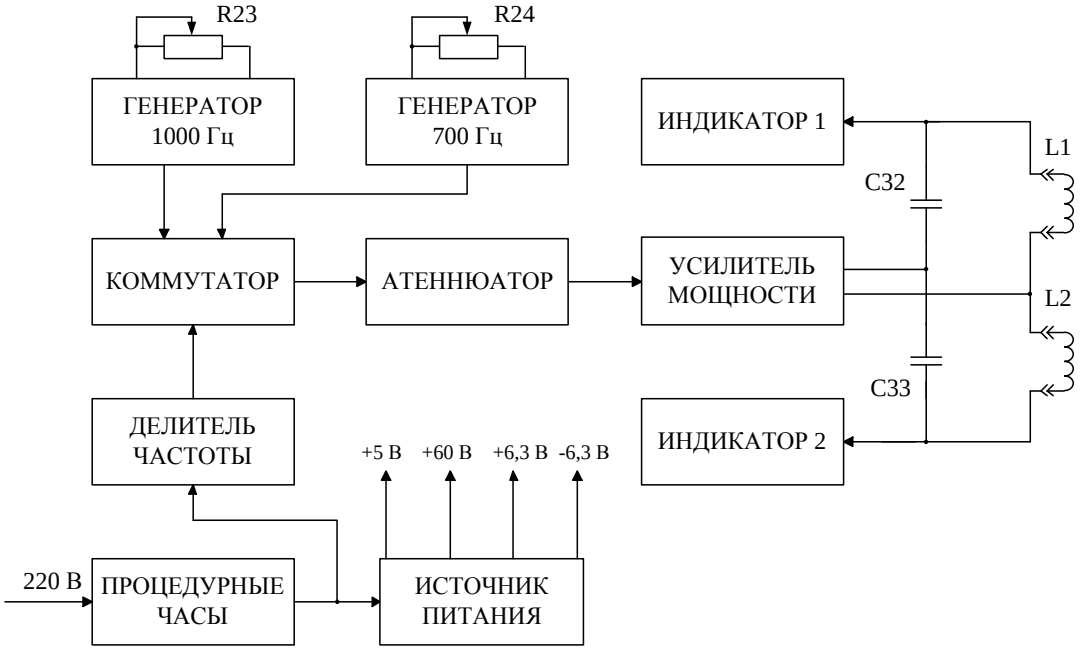


Рисунок 21.2 – Функциональная схема аппарата для магнитотерапии «ПОЛЮС-101»

Напряжение, снимаемое с выхода генератора, выпрямляется диодам V4 (V5), фильтруется конденсатором C5 (C6), поступает на затвор полевого транзистора V6 (V7) и управляет сопротивлением его канала сток-исток в цепи отрицательной обратной связи. Конденсаторы C7 и C18 (C8 и C19) служат для разделения цепей по постоянному току. Резонатор R27 (R28) и конденсаторы C16 (C17) образуют корректирующую цепочку. Резистор R31 (R32) является нагрузочным сопротивлением генератора.

Делитель частоты задает длительности посылок и пауз в прерывистом режиме работы. Для формирования сигналов с короткими фронтами импульсы положительной полярности частотой 50 Гц подаются на триггер Шмитта, который состоит из двух логических элементов И-НЕ микросхемы D1, резисторов R7, R26 и диода V11.

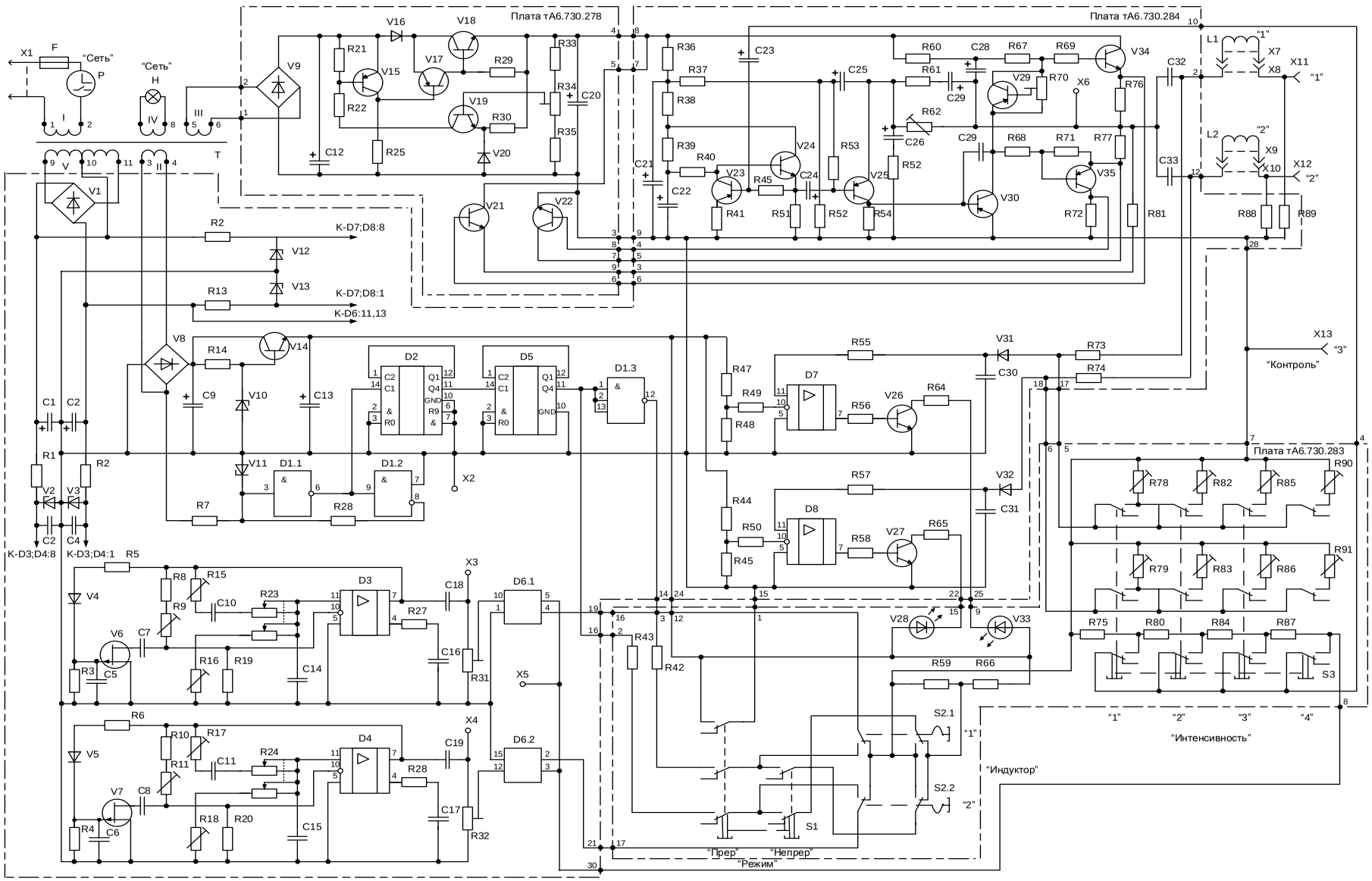


Рисунок 21.3 – Электрическая принципиальная схема аппарата «ПОЛЮС-101»

Сформированный сигнал частотой 50 Гц снимается с контакта 6 микросхемы D1, а затем поступает последовательно на счетные входы микросхем D2 и D5, в которых осуществляется деление частоты 50 Гц в 10 и 16 раз, то есть всего в 160 раз. Таким образом, на выходе делителя частоты импульсы и паузы повторяются с частотой 0,31 Гц (период 3,2 с), а длительности импульсов и пауз составляют по 1,6 с. Одновременно на выходе делителя частоты формируется и инвертированный сигнал, для, получения которого служит логический элемент И-НЕ микросхемы D1.

Коммутатор обеспечивает прерывистый или непрерывный режим магнитного поля. Он состоит из двух электронных ключей, выполненных на микросхеме D6, и двух механических переключателей: «РЕЖИМ» («ПРЕР.», «НЕПРЕР.») и «ИНДУКТОР» («I», «II»).

В положении «НЕПРЕР.» переключателя «РЕЖИМ» и при нажатой кнопке «I» переключателя «ИНДУКТОР» на управляющий вход ключа D6.1 поступает напряжение 2,5 В, этот ключ оказывается открытым, и сигнал с генератора 1000 Гц проходит на выход коммутатора, в то же время ключ D6.2 оказывается запертым, так как на его управляющем входе напряжение равно нулю; при нажатой кнопке «II» переключателя «ИНДУКТОР» оказывается открытым ключ D6.2, и на выход коммутатора поступает сигнал с генератора 700 Гц; при одновременно нажатых кнопках «I» и «II» переключателя «ИНДУКТОР» оба ключа оказываются запертыми, и на выход коммутатора сигнал не поступает.

В положении «ПРЕР.» переключателя «РЕЖИМ» и нажатых кнопках «I» и «II» переключателя «ИНДУКТОР» на управляющие входы ключей с делителя частоты поступают импульсы в противофазе. Благодаря этому ключи попеременно открываются, и сигналы с генератора 1000 и 700 Гц попеременно поступают на выход коммутатора. В случае если нажата одна из кнопок переключателя «ИНДУКТОР» импульсы поступают на управляющий вход соответствующего ключа коммутатора.

Аттенюатор служит для ступенчатой регулировки сигналов с частотой

1000 и 700 Гц, которые поступают с коммутатора. Аттенюатор выполнен на резисторах R75, R80, R84, R87. Выходное напряжение устанавливается с помощью переключателя «ИНТЕНСИВНОСТЬ» («1», «2», «3», «4»).

В усилителе мощности сигнал с выхода аттенюатора поступает на предварительный усилительный каскад усилителя мощности, выбранный на транзисторах V23-V25, V30. Далее сигнал проходит на фазоинверторный каскад, собранный на транзисторах V34 и V35. На выходе усилителя мощности включены резонансные контуры, образованные последовательно соединенными конденсаторами постоянной емкости и индукторами–соленоидами C32 и L1 и C33 с L2. Совпадение частот генератора и соответствующего резонансного контура достигается путем регулирования частоты генератора. Наличие резонанса напряжения фиксируется с помощью индикаторов, включенных параллельно с индукторами. Индикатор представляет собой, выполненный на операционном усилителе D7 (D8) компаратор, нагрузкой которого является ключевой каскад – на транзисторах V26 (V27). На неинвертирующий вход компаратора поступает напряжение с индуктора L1 (L2), выпрямленное диодом V31 (V32) и отфильтрованное конденсатором C30 (C31), а на инвертирующий вход – опорное напряжение. Опорное напряжение выбирается таким образом, чтобы светодиод V33 (V28), включенный в коллекторную цепь ключевого каскада, зажигался только при достижении резонанса в цепи C32-L1 (C33-L2).

Процедурные часы P служат для подачи напряжения сети на вход аппарата, установки продолжительности процедуры, а также для подачи звукового сигнала об окончании процедуры. При подключении к сети загорается индикатор «СЕТЬ», представляющий собой сигнальную лампу H, включенную во вторичную обмотку трансформатора T.

Источник питания включает в себя силовой трансформатор T и шесть источников постоянного стабилизированного напряжения: + 5 В, + 60 В; два источника + 6,3 В; два источника – 6,3 В.

Лекция 22. ВЫСОКОЧАСТОТНАЯ ЭЛЕКТРОТЕРАПИЯ

22.1 *Механизм действия высокочастотной электротерапии*
22.2 *Диатермия*
22.3 *Электрохирургия*
22.4 *Индуктотермия*
22.5 *Дарсонвализация*
22.6 *Ультратонотерапия*
22.7 *Ультравысокочастотная терапия (УВЧ-терапия)*

22.1 Механизм действия высокочастотной электротерапии

В основе любых механизмов лечебного действия высокочастотных колебаний лежит первичное действие их на электрически заряженные частицы веществ, из которых состоят ткани организма. В действии высокочастотных колебаний различают две основные группы эффектов – *тепловой эффект* и так называемый *специфический эффект*.

Тепловой эффект, получаемый под действием высокочастотных колебаний, отличается от теплового эффекта, получаемого другими методами (грелки, укутывания, инфракрасное облучение и др.), рядом существенных преимуществ. Нагревание тканей токами и полями высокой частоты происходит не за счет передачи тепла, подведенного к поверхности тела, а за счет непосредственного выделения теплоты в расположенных внутри тела тканях и органах. Это позволяет в значительной степени исключить теплоизолирующее действие слоя кожи и подкожной жировой клетчатки, а также теплорегуляционное действие системы кровообращения, значительно ослабляющее передачу тепла вглубь с поверхности тела.

Особенностью теплового действия высокочастотных колебаний является то, что количество теплоты, выделяющееся в тех или иных органах и тканях организма, зависит как от параметров колебаний, главным образом от частоты, так и от электрических свойств самих тканей. Поэтому, подбирая соответствующим образом частоту колебаний, можно обеспечить в какой-то степени «термоселективное» действие, т.е.

преимущественное выделение тепла в определенных тканях.

Немаловажным преимуществом высокочастотных методов является возможность легко регулировать мощность колебаний, действующих на объект, и соответственно интенсивность теплового эффекта, при некоторых методах возможно и довольно точное измерений этой мощности.

Специфический эффект от действия высокочастотных колебаний, наиболее явно проявляющийся при ультра- и сверхвысоких частотах, заключается в различных внутримолекулярных физико-химических процессах, или структурных перестройках, которые могут изменять функциональное состояние клеток тканей.

При анализе действия на биологические ткани высокочастотных колебаний, прежде всего учитываются диэлектрическая проницаемость E и удельная электрическая проводимость σ (сигма).

Магнитные свойства биологических тканей выражены очень слабо и как правило, не учитываются при рассмотрении действия высокочастотных колебаний.

Электрические характеристики различных тканей в значительной степени зависят от содержания в них воды с растворенными в ней солями, ионы которых обуславливают проводимость как самого раствора, так и тканей, его содержащих.

Все ткани тела в соответствии с содержанием в них воды могут быть разделены на три основные группы: жидкие ткани (кровь и лимфа), представляющие водную суспензию клеток и белковых молекул; мышечные и им подобные ткани внутренних органов (сердце, почки, печень и др.) также содержащие большое количество воды, но имеющие уплотненную структуру; ткани с малым содержанием воды (жир, кости).

Ионная проводимость жидких сред в тканях обуславливает ток проводимости и соответственно потери энергии высокочастотных колебаний, которая выделяется в форме джоулева тепла (потери проводимости).

Ионная проводимость однородного электролита практически не

зависит от частоты, однако наличие в нем взвеси клеток, окруженных тонкой плохо проводящей мембраной, вызывает в определенном частотном диапазоне изменение величин E и σ при изменении частоты колебаний.

На низких частотах (до десятков килогерц) ионный ток протекает через внеклеточную среду, которая и определяет проводимость ткани. Заряжающиеся емкости клеточных мембран обуславливают ее значительную диэлектрическую проницаемость.

С увеличением частоты за счет уменьшения емкостного сопротивления мембран внутриклеточная среда начинает принимать участие в проведении ионного тока, что приводит к увеличению общей проводимости ткани. В то же время емкости мембран не успевают полностью заряжаться, в результате чего диэлектрическая проницаемость ткани уменьшается.

Мембраны клеток перестают оказывать влияние на электрические свойства тканей при частотах, на которых емкостное сопротивление мембран становится малым по сравнению с сопротивлением внутриклеточной среды. Это происходит при частотах выше 100 МГц.

Указанные выше зависимости справедливы для жировой и костной тканей, с той разницей, что в связи с низким содержанием электролитов их проводимость и диэлектрическая проницаемость значительно ниже, чем у тканей с большим содержанием воды.

22.2 Диатермия

Диатермия – один из первых методов высокочастотных терапий, который был введен в медицинскую практику. Сущность диатермии заключается в прогревании тканей тела высокочастотным током (1,5–2 МГц), проходящим между двумя контактно наложенными на поверхность тела металлическими электродами.

Возможность использования теплового эффекта, создаваемого значительным по силе током (до 2 А), основана на снижении

раздражающего действия переменного тока с повышением его частоты.

При таких частотах раздражающее действие тока обусловлено нарушением ионного равновесия между протоплазмой клетки и окружающей клетку средой, которое происходит вследствие смещения ионов от своего среднего положения.

Тепловое действие тока при диатермии определяется в основном, ионными потерями, т.е. выделением тепла, происходящим при колебательном движении ионов. В связи с относительно низкой частотой, используемой при диатермии, диэлектрические потери в тканях не велики. Количество тепла q в калориях, выделяемое за единицу времени в единице объема однородной ткани, может быть рассчитано по закону Джоуля-Ленца:

$$q = 0{,}24 j^2 \rho,$$

где j – плотность тока;

ρ – удельное сопротивление ткани.

Таким образом, больше тепла выделяется в тканях имеющих большое значение удельного сопротивления.

На частотах 1–2 МГц удельное сопротивление тканей с большим содержанием жидкостей (кровь, мышцы, ткани внутренних органов) составляет 100–200 Ом·см, удельное сопротивление бедных электролитами жировой и костной ткани значительно выше и составляет 2000–5000 Ом·см.

При диатермии используют металлические электроды, форма и размеры которых зависят от подлежащей воздействию части тела. Наиболее часто применяются пластинчатые луженые свинцовые электроды толщиной 0,5–1 мм, площадью до 100 см^2 . Величина тока выбирается, исходя из площади меньшего из применяемых электродов и допустимой плотности тока, составляющей в среднем 0,01–0,015 А/см^2 . При использовании внутриполостных электродов в связи с улучшением контакта и уменьшением переходного сопротивления между электродом и телом плотности тока может быть повышена до 0,03 А/см^2.

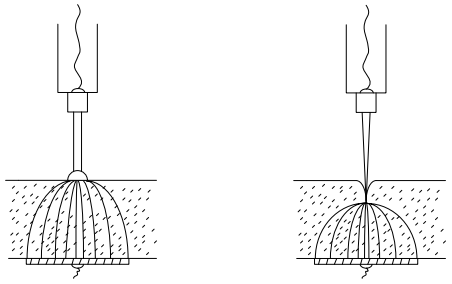
22.3 Электрохирургия

Тепло, выделяющееся в тканях тела при прохождении через них высокочастотного тока, используется не только для терапевтических, но и для хирургических целей – разделение или разрушение тканей.

Необходимое для электрохирургии интенсивное образование тепла в области воздействия обусловлено применением активного электрода с поверхностью в тысячи и десятки тысяч раз меньшей, чем поверхность второго (пассивного) электрода. Такая методика называется монополярной. Соответственно возрастает и плотность тока в месте прикосновения активного электрода к тканям тела, что и обеспечивает необходимый эффект действия тока.

Используется два основных вида электрохирургии: сваривание ткани – электрокоагуляция и рассечение ткани – электротомия.

При электрокоагуляции активный электрод в форме шара или диска (рис. 22.1, *а*) плотно прижимается к ткани, после чего на несколько секунд включается высокочастотный ток. Ткань под электродом нагревается до температуры 60–80 °С, при которой происходит необратимое свёртывание тканевых белков. Внешне это проявляется в побелении ткани около краёв электрода. Глубина действия электрокоагуляции обычно не превышает диаметра активного электрода, что объясняется резким уменьшением плотности тока с увеличением расстояния от электрода.



а *б*

Рисунок 22.1 – Принцип взаимодействия электродов с тканью пациента при электрохирургии

Электрокоагуляция используется для удаления папиллом, бородавок, грануляций. В стоматологии умерщвлении нерва зуба. Важной областью

применения электрокоагуляции является остановка кровотечений при операциях.

Распространена и биполярная методика электрокоагуляции, при которой оба выхода генератора соединены с двумя активными электродами. Биполярная методика особенно удобна при коагуляции выступающих над поверхностью тела участков тканей, а также при остановке кровотечений.

При электротомии активный электрод имеет форму тонкого лезвия (рис. 22.1, *б*), которым прикасаются к телу и после включения высокочастотного тока проводят без давления по поверхности рассекаемой ткани. Применяются также активные электроды в виде иглы или проволочного кольца.

Вследствие интенсивного нагрева ткани под электродом ее клеточная и межклеточная жидкости мгновенно (со взрывом) испаряются и разрывают ткань. Величина тока и скорость движения активного электрода определяют глубину разреза (обычно несколько миллиметров) и степень коагуляции тканей.

Электротомия имеет ряд преимуществ по сравнению с обычным хирургическим разрезом с помощью скольжения . При электротомии получается практически бескровный разрез. Малые сосуды свариваются и закупориваются в процессе резания. Для коагуляции более крупного сосуда он захватывается кровоостанавливающимся зажимом, к которому прикасаются электродом.

К основным техническим данным аппарата для электрохирургии относятся частота высокочастотных колебаний, составляющая 1760 КГц ± 2,5 % и выходная мощность, достигающая значения 200 Вт на двух монополярных выходах и 70 Вт на биполярном выходе.

22.4 Индуктотермия

Тепловой эффект в тканях организма может быть получен не только с помощью высокочастотного электрического тока (диатермия), но и при

воздействии высокочастотным магнитным полем за счет явления электромагнитной индукции. Такой метод называется *индуктотермией*.

Магнитное поле при индуктотермии создается с помощью катушки (индуктора), по которой протекает высокочастотный электрический ток.

При действии переменного магнитного поля в тканях организма наводится электродвижущая сила индукции, вызывающая образование в них вихревых токов. На создаваемом этими токами тепловом эффекте и основан метод индуктотермии. Схематическое изображение силовых линий показано на рис. 22.2. Пунктиром обозначены проходящие внутри спирали силовых линий поля. Вихревые токи протекают в плоскостях, перпендикулярных плоскости рисунка и обозначены сплошными линиями.

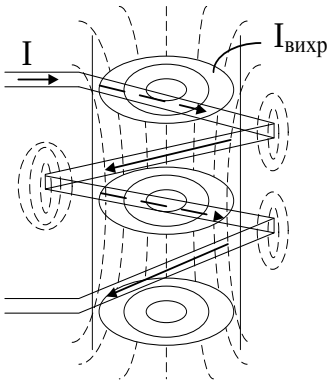


Рисунок 22.2 – Принцип формирования вихревых токов в тканях при индуктотермии

Количество тепла q, выделяемого под действием высокочастотного магнитного поля в единицу времени и в единичном объеме ткани прямо пропорционально квадрату частоты колебаний f^2, квадрату напряженности магнитного поля H^2 и удельной проводимости ткани σ :

$$q \approx f^2 \sigma H^2.$$

Таким образом, наибольшее образование тепла при индуктотермии, в отличие от диатермии, происходит в тканях с большей проводимостью. Это является важным отличием индуктотермии.

Количество витком спирали (индуктора) обычно не превышает четырех, а частота колебаний – 40 МГц. Нижний предел частоты не менее 10 МГц.

22.5 Дарсонвализация

Дарсонвализация была первым методом ВЧ-терапии, предложенным еще в конце XIX века французским врачом и физиком д'Арсонвалем.

Суть метода состоит в воздействии на организм человека с лечебной целью электромагнитным полем (ЭМП), которое в то время получали с помощью искровых генераторов, имеющих частоту 200–500 кГц. Колебания такого поля имели резко затухающий характер и чередовались с паузами. В результате этого среднее значение мощности ЭМП было незначительным и тепловой эффект в тканях практически полностью отсутствовал. Основное физиологическое действие и терапевтический эффект обусловлены действием ЭМП в начальной части серии, где оно имеет достаточно высокое напряжение.

Д'Арсонвалем было предложено как общее, так и местное воздействие ВЧ ЭМП, которые различаются по технике проведения процедур и в настоящее время рассматриваются как два самостоятельных метода с различным механизмом физиологического действия на организм.

При общей дарсонвализации пациент помещается внутрь большой катушки (соленоида), включенной в колебательный контур аппарата, который представляет собой генератор работающий с определенной частотой и формирующий импульсы амплитудно-модулированных высокочастотных колебаний высокого напряжения (см. рис. 22.3). Ток, протекающий по виткам катушки, образует внутри нее высокочастотное магнитное поле с максимальным значением индукции 1–2 мТл. Таким образом, при общей дарсонвализации пациент находится в зоне действия ЭМП (поле индукции), возбуждаемого в соленоиде ВЧ током. При этом характер поля будет аналогичен характеру тока - импульсный с амплитудной модуляцией. Каких-либо ощущений при проведении процедуры общей дарсонвализации пациент не испытывает. Наличие поля проверяется с помощью неоновой индикаторной лампы, которая светится под действием поля.

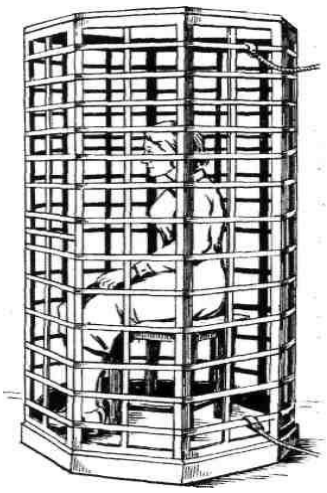


Рисунок 22.3 – Соленоид для общей дарсонвализации

В аппаратах для общей дарсонвализации катушка пациента выполнена в виде эллиптического цилиндра, состоящего из двух секций, соединенных между собой шарнирно (см. рис. 22.4). На нижней секции располагается пациент в положении лежа. Витки катушки расположены вдоль образующих поверхности эллиптического цилиндра. При этом расстояния между плоскостями витков выбраны таким образом, что обе секции, соединенные параллельно и согласно, образуют достаточно равномерное магнитное поле внутри катушки. Вектор магнитной индукции лежит в плоскости поперечного сечения эллиптического цилиндра.

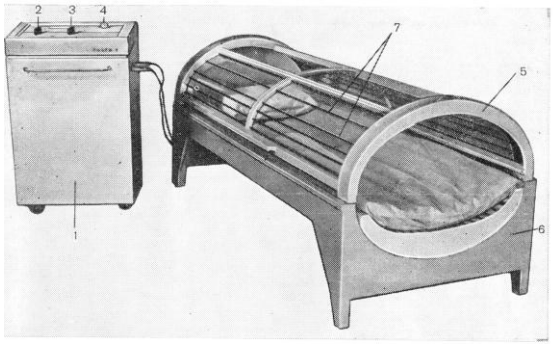


Рисунок 22.4 – Аппарат «Вихрь-1» для общей дарсонвализации:
1 – электронный блок аппарата, смонтированный в напольном корпусе;
2 – ручка «Компенсатор» переключателя сетевого напряжения;
3 – ручка «Интенсивность» переключателя индукции магнитного поля;
4 – ручка «Минуты» процедурных часов; 5 и 6 – верхняя и нижняя секции катушки, выполненной в виде кровати; 7 – витки катушки;

На панели управления аппарата расположены измерительный прибор и переключатель «Контроль» с кнопками «Сеть» (для контроля напряжения

питания аппарата) и «Поле» (для контроля магнитной индукции).

Поскольку аппараты для общей дарсонвализации являются мощными источниками радиопомех, их эксплуатация осуществляется только в экранированных помещениях. В настоящее время метод общей дарсонвализации находит ограниченное применение.

При местной дарсонвализации воздействие осуществляется с помощью стеклянного электрода (см. рис. 22.5) с разряженным воздухом до 0,1–0,5 мм рт.ст. На электрод подаются импульсы высокочастотных колебаний с пиковым напряжением до 20–30 кВ.

Рисунок 22.5 – Электроды для местной дарсонвализации (слева направо): грибовидный малый; грибовидный большой; вагинальный; ректальный большой; ректальный малый; ушной; десенный; гребешковый

При проведении процедуры электрод перемещается по поверхности подвергаемого воздействию участка тела, либо устанавливается неподвижно в его полостях. При этом для высокочастотного тока между цоколем электрода и телом больного образуется следующая цепь: ионизированный воздух внутри электрода, емкость его стеклянной стенки и слой воздуха между электродом и поверхностью кожи, в котором возникает коронный разряд в форме «тихого» или слабого искрового. Благодаря ограничивающему ток действию малой емкости стеклянной стенки электрода разряд не достигает интенсивности, при которой он мог бы оказать раздражающее действие или вызвать болевое ощущение.

Если электрод отдалять от поверхности тела, то, увеличивая, таким образом, долю напряжения, приходящегося на воздушную прослойку можно несколько повысить интенсивность разряда и получить более заметное искрение под электродом.

Для замыкания цепи высокочастотного тока второй электрод не применяется. Ток походит через распределенную емкость пациента на землю (см. рис. 22.6). По этой причине не следует во время процедуры касаться тела пациента, так же как и пациент не должен прикасаться к заземленным предметам, поскольку в месте касания происходит концентрация силовых линий поля и возможно возникновение искры и появлению неприятных ощущений.

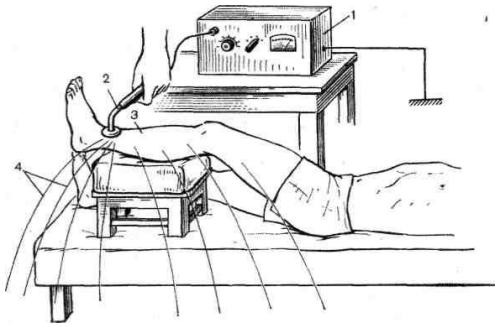


Рисунок 22.6 – Процедура местной дарсонвализации:
1 - аппарат; 2 - электрод; 3 - пациент;
4 - силовые линии высокочастотного поля

При местной дарсонвализации ощущается легкое раздражение кожи и весьма незначительное тепло. При увеличении длины искр возникает более сильное раздражение, но, как правило, без заметных явлений прижигания. Для прижигающего эффекта может применяться специальный электрод с металлическим острием на конце.

Основными показаниями для местной дарсонвализации являются заболевания периферической нервной системы, мигрень, расстройства сна, энурез (недержание мочи), варикозная болезнь, заболевания слизистой рта, трофические язвы и повреждения кожи, экзема, длительно не заживающие раны и т.д.

Противопоказания – индивидуальная непереносимость электрического тока, новообразования и боли при введении полостных электродов.

22.6 Ультратонотерапия

Метод ультратонотерапии (терапия токами надтональной частоты) был предложен в 60-х годах прошлого века Д.А. Синицким. Этот метод

имеет много общего с местной дарсонвализацией, но здесь используется более низкая частота электрических колебаний (22 кГц) без импульсной и амплитудной модуляций (т.е. непрерывные электрические колебания), и более низкое напряжение (до 4,5 кВ). Для проведения процедур также используются стеклянные электроды, но их заполняют неоном под давлением около 10 мм рт.ст. Кроме того, ввод, выполненный в виде цилиндрической спирали из молибденовой проволоки, проходит через основание стеклянного баллона электрода. Наличие такого ввода исключает падение напряжения на значительном емкостном сопротивлении стеклянной стенки баллона, что позволяет снизить выходное напряжение аппарата. Техника проведения процедур аналогична местной дарсонвализации. Цепь высокочастотного тока проходит через тлеющий газовый разряд в электроде (при этом можно наблюдать свечение газа), его стеклянную стенку, ткани пациента и замыкается через распределенную емкость пациента на землю (см. рис. 22.7).

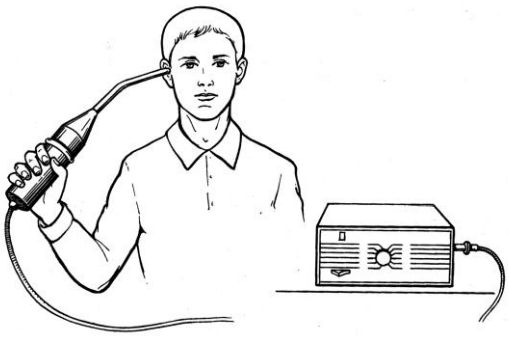


Рисунок 22.7 – Процедура ультратонотерапии
(электрод расположен в наружном слуховом проходе)

Основными действующими физическими факторами являются высокочастотный ток и тихий искровой разряд в области контакта электрода с кожей или слизистой оболочкой. Вследствие искрового разряда в воздухе образуется небольшое количество озона.

При проведении процедуры пациент испытывает ощущения умеренного тепла в области воздействия. Однако в отличие от местной

дарсонвализации раздражающее действие практически отсутствует. Это объясняется значительно меньшим напряжением на электроде. Субъективные ощущения пациента являются основой для регулирования интенсивности воздействия.

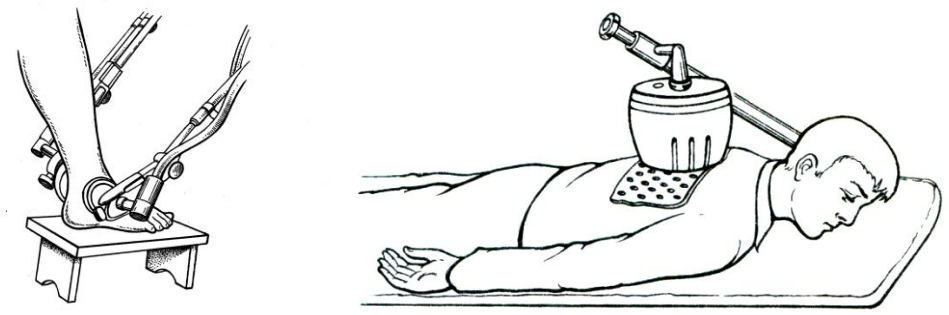
Основными показаниями для ультратонотерапии являются: неврит и невралгия черепно-мозговых нервов, воспалительные6 заболевания кожи и слизистых оболочек полости рта, носа, наружного уха, опоясывающий лишай, длительно незаживающие раны и язвы и др.

Противопоказания – индивидуальная непереносимость электрического тока, новообразования и боли при введении полостных электродов.

22.7 Ультравысокочастотная терапия (УВЧ-терапия)

УВЧ-терапия, наиболее распространенный электролечебный метод, представляет собой воздействие на ткани тела больного электрическим или магнитным полем с частотой 27,12 ± 0,16 МГц или 40,68 ± 0,02 МГц.

Электрическое поле создается с помощью двух электродов, соединенных проводами с аппаратом для УВЧ-терапии. Подвергаемая воздействию часть тела помещается при этом между электродами (см. рис 22.8) или при внутриполостных воздействиях один из электродов вводится в соответствующую полость организма, а второй – располагается около поверхности тела.



а *б*

Рисунок 22.8 – Проведение процедуры УВЧ-терапии:
а – с помощью электродов (воздействие электрическим полем на голеностопный сустав); *б* – с помощью резонансного индуктора (воздействие магнитным полем в области бронхов)

Для воздействия магнитным полем используется резонансный индуктор (аппликатор вихревых токов), представляющий собой настроенный на частоту генератора контур, состоящий из катушки и конденсатора. Катушка имеет специальную форму, обеспечивающую минимальное воздействие электрическим полем. При проведении процедур с использованием резонансного индуктора он устанавливается на электрододержателе таким образом, чтобы торец защитного колпака непосредственно касался поверхности тела, или находился от него на расстоянии не более 0,5 см (см. рис. 22.8, *б*).

При частотах, используемых для УВЧ-терапии, наряду с потерями в тканях тела за счет ионной проводимости начинают сказываться диэлектрические потери за счет ориентационных колебаний дипольных белковых молекул. Изменения в клеточных и молекулярных структурах тканей под влиянием электрического поля УВЧ обусловливают, помимо теплового, «специфическое» действие поля. В связи с этим УВЧ-терапию проводят не только в тепловой (т.е. при выраженном ощущении тепла), но и слаботепловой и даже нетепловой дозировке.

Распределение тепла между поверхностными и глубоко расположенными тканями тела больного при УВЧ-терапии значительно более благоприятно, чем при диатермии. В связи с увеличением в десятки раз частоты колебаний уменьшается емкостное сопротивление тканей и соответственно увеличивается реактивная (емкостная) часть проходящего через них высокочастотного тока. Этим объясняется относительное уменьшение нагрева поверхностных слоев тканей, имеющих меньшую проводимость, чем более глубоко расположенных. Увеличение доли емкостной составляющей тока, которая проходит через подкожный жировой слой, не нагревая его, приводит к уменьшению активной составляющей тока, вызывающей нагрев ткани. Аналогично высокочастотный ток проходит в виде емкостного тока через слои жировой ткани, окружающие отдельные органы, а также через костную ткань в костный мозг.

Таким образом, при УВЧ-терапии обеспечивается значительно более эффективное, чем при диатермии воздействие на внутренние ткани и органы. Важным преимуществом УВЧ-терапии по сравнению с диатермией является также возможность проводить процедуры с зазорами между электродом и поверхностью тела. Это объясняется тем, что емкостное сопротивление участка цепи, образованного воздушным зазором, в диапазоне УВЧ соизмеримо с сопротивлением тела больного. На частотах же, применяемых в диатермии, сопротивление воздушных зазоров настолько велико, что ток в цепи в этом случае практически не проходит.

Наличие зазоров позволяет значительно уменьшить нежелательный нагрев поверхностных тканей, так как область около электродов, в которой имеется наибольшая концентрация силовых линий поля, располагается при этом вне тела больного. Весьма существенным также является удобство проведения процедуры УВЧ-терапии, так как не требуется обеспечивать контакт между электродом и телом, необходимый при диатермии.

Выбором величины электрода, величины зазора, а также наклона электрода по отношению к поверхности тела можно обеспечивать преимущественное воздействие на определенный участок тела.

Поскольку непроизвольные движения больного могут привести к расстройке выходного контура и существенному уменьшению выходной мощности, необходимо в процессе проведения процедуры периодически подстраивать его с помощью ручки, выведенной на панель управления аппарата. В некоторых аппаратах подстройка производится автоматически без участия обслуживающего персонала.

Металлические предметы в электрическом поле УВЧ не нагреваются, однако около них, особенно, при наличии острых краев и выступов происходит концентрация силовых линий поля, и как следствие этого могут иметь место местные перегревы и даже ожоги. По этой причине стул или кровать для пациента при проведении процедур УВЧ-терапии не должны иметь металлических частей, а кольца, шпильки, иголки и другие

металлические предметы, находящиеся у пациента, должны быть удалены, если они расположены близко к области воздействия.

Особую осторожность следует соблюдать, если в теле имеются зубные протезы, а также металлические фиксаторы. Сырая одежда и ее складки также могут вызвать местные перегревы, поэтому желательно одежду перед процедурой снимать, а влажную кожу осушить.

Соединительные провода не должны касаться тела и друг друга. Фиксация положения проводов осуществляется с помощью изготовленных из высокочастотного диэлектрика фиксаторов, закрепленных на электрододержателях, и гребенок, вставляемых между проводами.

Для регулировки высокочастотной мощности следует пользоваться ступенчатым переключателем на панели аппарата. Совершенно недопустимо расстраивать для этой цели выходной контур, так как при случайном движении больного мощность может внезапно увеличиться и превысить допустимую для данной процедуры величину.

Для проведения УВЧ-терапии используют аппараты малой, средней и большой мощности. Первую группу составляют аппараты УВЧ-5–2 Минитерм (выходная мощность 5 Вт), УВЧ-20 Микрон и УВЧ-30–2 (мощность 5, 10, 20 и 30 Вт). Среднюю выходную мощность имеют аппараты УВЧ-50–01 Устье (50 Вт) и УВЧ 80–3 Ундатерм с 7 ступенями регулировки мощности от 10 до 80 Вт и автоматической настройкой в резонанс терапевтического контура (включающего излучатели – конденсаторные пластины – и ткани пациента). К аппаратам большой мощности относят Экран-2 (до 350 Вт). Кроме них, до настоящего времени в медицинских учреждениях используют переносные аппараты УВЧ-30 с двумя ступенями выходной мощности (15 и 30 Вт), УВЧ-66 (с тремя ступенями 20, 40 и 70 Вт).

Колебания частотой 27,12 МГц получают при помощи аппаратов Минитерм, Ундатерм, Megatherm, Megapulse, Ultratherm и др.

При импульсной УВЧ-терапии используют серии импульсов

(мощностью до 150 Вт) продолжительностью от 2 до 400 мкс, следующие с дискретными частотами от 50 до 800 Гц.

Воздействие УВЧ-полем в импульсном режиме осуществляют при помощи аппарата Импульс-3.

Лечебные эффекты: противовоспалительный, секреторный, сосудорасширяющий, миорелаксирующий, иммуносупрессивный, энзимстимулирующий.

Основными показаниями для УВЧ-терапии являются: острые воспалительные заболевания кожи и подкожной клетчатки, острые и подострые воспалительные заболевания различных внутренних органов, травмы и заболевания костно-мышечной системы и периферической нервной системы, отморожения, болезни периферических сосудов конечностей, заболевания, протекающие с выраженным аллергическим компонентом, гипертоническая болезнь I–II стадии и др.

Противопоказания: злокачественные новообразования, ишемическая болезнь сердца, стенокардия, наличие искусственного кардиостимулятора в области воздействия, оформленный гнойный очаг воспаления, гнойные синуситы, сосудистые поражения головного мозга в ранней фазе, беременность с 3-го месяца.

Лекция 23. АППАРАТ ДЛЯ МЕСТНОЙ ДАРСОНВАЛИЗАЦИИ «КОРОНА»

23.1 *Назначение и основные технические данные аппарата*
23.2 *Конструкция аппарата*
23.3 *Принцип действия аппарата*

23.1 Назначение и основные технические данные аппарата

Аппарат дарсонвализации «Корона» обеспечивает воздействие на кожные покровы коронного высокочастотного разряда без повреждения биологических структурных тканей (черезкожная стимуляция) и предназначен для применения в косметологической практике, спортивной медицине, домашней физиотерапии и практике семейного врача, в лечебно-профилактических учреждениях широкого профиля для профилактики и лечения дерматолоческих, терапевтических, неврологических, хирургических, стоматологических, ЛОР заболеваний.

Аппарат предназначен для эксплуатации в условиях:

- температура окружающего воздуха от 10 °С до35 °С;
- относительная влажность воздуха до 80 % при температуре 25 °С
- атмосферное давление от 84,0 до 106,7 кПа.

Аппарат дарсонвализации «Корона» обеспечивает на выходе электрический сигнал в виде последовательности импульсов. Основные технические данные приведены в табл. 23.1.

Таблица 23.1 – Технические данные аппарата «Корона»

Наименование показателя	Ед. изм.	Значение
1	2	3
Частота заполнения импульсов	кГц	110 ± 50
Амплитудное значение выходного напряжения регулируется в диапазоне	кВ	от 16 до 25
Напряжение питание от сети переменного тока	В	220 ± 22
Частота напряжения питания	Гц	50 ± 0,5
Среднеквадратическое значение тока, потребляемого аппаратом от сети, не превышает	А	0,5

Продолжение табл. 23.1

1	2	3
Время установления рабочего режима с момента включения не превышает	с	30
Габаритные размеры аппарата: корпус генератор корпус трансформатора	 мм мм	 165×65×100 175×50×50
Масса аппарата, не более	кг	0,85

По защите от поражения электрическим током аппарат дарсонвализации «Корона» относится к изделиям класса II, тип В.

23.2 Конструкция аппарата

Аппарат дарсонвализации «Корона» конструктивно состоит из двух частей: корпуса генератора и корпуса трансформатора (см. рис. 23.1). Корпуса изготовлены из ударопрочной пластмассы.

В корпусе генератора размещены: вилка для подсоединения к сети и плата с радиоэлементами (генератор). Вилка имеет два штыревых контакта и третий контакт, предназначенный для подсоединения рабочего заземления. Рабочее заземление выполнено проводом желто-зеленого цвета.

Рисунок 23.1 – Комплект аппарата «Корона»

Вилку аппарата дарсонвализации «Корона» подсоединяют к розетке однофазной трехпроводной сети, при этом контакт защитного заземления розетки подсоединяется к проводу рабочего заземления аппарата. В этом случае уровень радиопомех, создаваемых аппаратом, соответствует допустимому значению. Подключение аппарата дарсонвализации «Корона» к розетке двухпроводной сети или к розетке, в которой контакт защитного заземления соединен с нулевым проводом сети, не рекомендуется так как при этом уровень радиопомех, создаваемых аппаратом, превысит допустимые нормы.

На плате с радиоэлементами смонтированы источник питания,

импульсный генератор, индикатор напряжения питания и два предохранителя. В корпусе трансформатора расположены регулятор амплитуды выходного напряжения и высоковольтная катушка (трансформатор). В торцевой части корпуса находится держатель для подсоединения электрода. Трансформатор соединяется с генератором шнуром.

Стеклянные электроды заполнены инертным газом. Грибовидный электрод используют для обработки больших участков, полостной для воздействия на локальные и труднодоступные участки тела, гребешковый осуществляет массаж волосистой части головы.

23.3 Принцип действия аппарата

Схема электрическая принципиальная аппарата дарсонвализации «Корона» приведена на рис. 23.2.

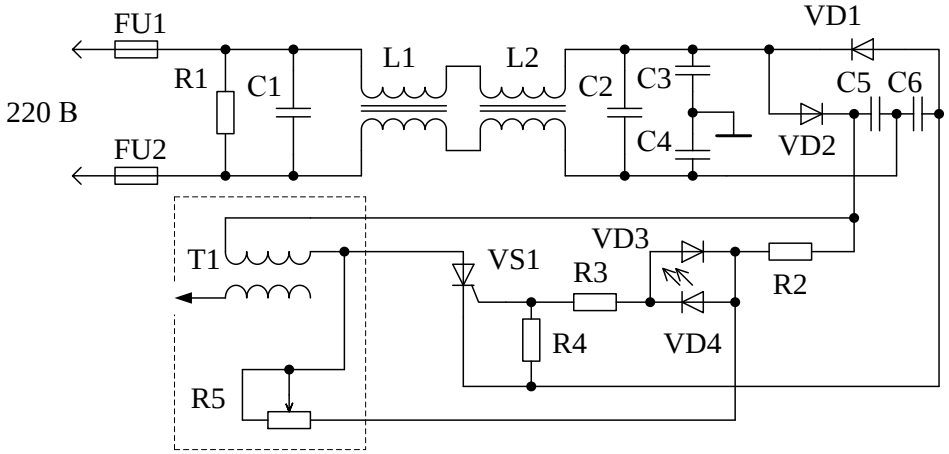


Рисунок 23.2 – Схема принципиальная аппарата «Корона»

Схема подключается к сети переменного тока напряжением 220 В и частотой 50 Гц. На входе схемы по каждой линии питания установлены предохранители FU1, FU2 в соответствии с требованиями по электробезопасности предъявляемыми ко II классу. Для исключения влияния электромагнитных помех в схеме установлено ряд фильтров, реализованных на элементах R1, C1-C4, L1, L2.

Выход фильтра подключен к удвоителю напряжения, собранного на

элементах VD1, VD2, C5, C6. При положительной полуволне напряжения питания происходит заряд конденсатора C5, при этом тиристор VS1 заперт.

При отрицательной полуволне входного напряжения питания происходит заряд конденсатора C6 до уровня напряжения отпирания тиристора VS1. При отпирании тиристора в цепи первичной обмотки повышающего трансформатора T1 протекает ток, который наводит ЭДС самоиндукции на вторичной обмотке с подключенной нагрузкой в виде стеклянного электрода.

К концу отрицательного полупериода, когда суммарное напряжение на C5 и C6 становится меньше и ток через тиристор VS1 достигает минимально допустимого значения, он закрывается и за счет ЭДС самоиндукции в повышающей обмотке повышающего трансформатора T1 формируются ударные колебания амплитудой 25 кВ и частотой 110 кГц. Эти параметры определяются индуктивностью обмоток, межвитковой и нагрузочной (пациент) емкостью, активным сопротивлением обмоток трансформатора T1 и параметрами излучателя.

Уровень амплитуды выходного напряжения регулируется переменным резистором R5, который размещается в корпусе генератора. Установка различных значений сопротивления определяет момент времени когда напряжение на конденсаторах C5 и C6 достигает значения, при котором отпирается тиристор VS1. Выбор амплитуды выходного напряжения осуществляется врачом во время проведения процедуры.

Лекция 24. АППАРАТ ДЛЯ УЛЬТРАВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ТЕРАПИИ УВЧ-80–3 «УНДАТЕРМ»

24.1 *Назначение и основные технические данные аппарата*
24.2 *Конструкция аппарата*
24.3 *Принцип действия аппарата*
24.4 *Указания мер безопасной эксплуатации аппарата*

24.1 Назначение и основные технические данные аппарата

Аппарат УВЧ-80–3 «Ундатерм» предназначен для применения в лечебно-профилактических учреждениях терапевтического, неврологического, хирургического, психиатрического, акушерско-гинекологического профилей, а так же в педиатрии.

Условия эксплуатации:

- температура окружающего воздуха – от + 10 до + 35 °С;
- относительная влажность – до 80 % при температуре 25 °С;
- атмосферное давление – 760 ± 30 мм рт.ст.

Аппарат для УВЧ терапии переносной УВЧ-80–3 «Ундатерм» предназначен для местного лечебного воздействия электрическим или магнитным полем ультравысокой частоты. Основные технические данные приведены в табл. 24.1.

Таблица 24.1 – Технические данные аппарата УВЧ-80–3 «Ундатерм»

Наименование показателя	Ед. изм.	Значение
1	2	3
Частота высокочастотных колебаний	МГц	27,12 ± 0,163
Выходная мощность аппарата на последней ступени переключателя, измеренная с помощью фантома измерительного Ф-1	Вт	80 ± 24
Выходная мощность аппарата регулируется 7 ступенями, возрастая с ростом номера ступени переключателя	Вт	10, 25, 35, 45, 60, 75, 80
Отклонение выходной мощности от номинального значения на 1 – 6 степени, не более	%	10
Количество ступеней регулирования	шт	7
Выходная мощность аппарата при работе с кабельным индуктором на последней ступени переключателя, не менее	Вт	50

Продолжение табл. 24.1

1	2	3
Выходная мощность аппарата при работе с резонансным индуктором на третьей ступени переключателя, не менее	Вт	20
Напряжение питания от сети переменного тока частотой 50 Гц	В	220 ± 22
Мощность, потребляемая аппаратом из сети, не превышает	Вт	550
Время установления рабочего режима с момента включения не превышает	мин	3
Габаритные размеры аппарата	мм	350×554×355
Масса аппарата, не более в полном комплекте поставки, не более	кг кг	27 50

По электробезопасности аппарат УВЧ-80–3 соответствует требованиям ГОСТ 12.2.025–76 и выполнен по классу I защиты типа BF. Включение высокочастотного генератора аппарата, а также настройка его выходного контура в резонанс сопровождается световой сигнализацией. Аппарат снабжен блокировочным устройством, обеспечивающим включение высокочастотного генератора после предварительного вывода переключателя мощности в нулевое положение.

24.2 Конструкция аппарата

Аппарат для УВЧ-терапии переносной УВЧ-80–3 «Ундатерм» (см. рис. 24.1) состоит из следующих частей:

- электронный блок;
- электрододержатель;
- электроды и индукторы.

Электронный блок аппарата выполнен в металлическом корпусе (11). Детали и элементы схемы смонтированы на шасси, к которому прикреплена панель управления (4). Шасси вставляется в корпус и крепится четырьмя винтами с задней стороны корпуса.

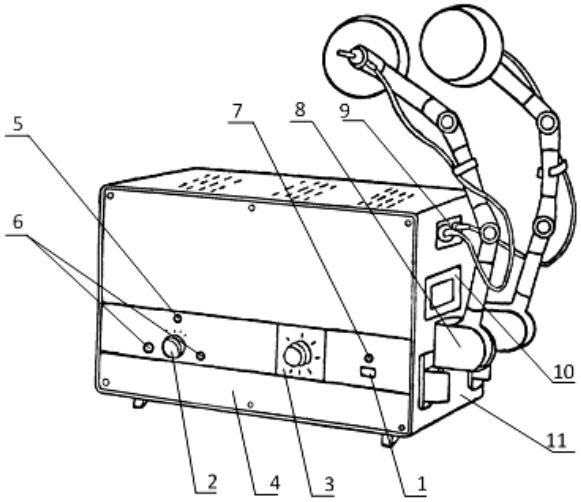


Рисунок. 24.1 Общий вид аппарата УВЧ – терапии УВЧ-80–3

На панели управления расположены: кнопка (1) «СЕТЬ» включения аппарата; сигнальная лампа (7) зеленого цвета (расположенная над кнопкой «СЕТЬ») сигнализирующая о включении аппарата; переключатель (2) «МОЩНОСТЬ», который служит для включения высокочастотного генератора; сигнальные лампы (6) оранжевого цвета сигнализирующие о работе высокочастотного генератора и блока автоподстройки; светодиод (5) сигнализирующий о нарушении порядка включения аппарата; процедурные часы (3) служат для установки заданной длительности процедуры.

На правой боковой стенке корпуса установлены два электрододержателя (8) и колодка (9) «ПАЦИЕНТ» с установленными на ней входными гнездами аппарата, которые служат для подключения кабельного индуктора, а также для подключения кабелей электродов и резонансного индуктора.

В углублениях боковых стенок корпуса установлены откидные ручки (10), служащие для переноса аппарата.

24.3 Принцип действия аппарата

С электронной точки зрения аппарат представляет собой высокочастотный автогенератор с частотой 27,12 МГц ± 0,6 %, выполненный по

двухтактной схеме на двух тетродах типа ГУ-72 V8, V9 (рис. 24.2). Анодный контур генератора образован катушкой индуктивности L5, конденсатором C16, междуэлектродными емкостями ламп и емкостями монтажа. Обратная связь осуществляется через конденсаторы C14, C18.

Смещение на управляющих сетках ламп V8, V9 автоматическое, за счет падения напряжения на резисторе R11. Дроссель L3 и конденсаторы C7...C13, C15, C17, C19...C23 – блокировочные. Для контроля режима работы генератора на заводе-изготовителе при ремонте служат гнезда X4, X6, X7, X9…X11, которые при эксплуатации аппарата закорачиваются перемычками X6, X8, X12. При регулировке генератора закорачивающие перемычки вынимаются и вместо них подключаются миллиамперметры постоянного тока для определения средних суммарных токов катода, экранных и управляющих сеток ламп. Конденсаторы C3, C4 – блокировочные. Фильтр нижних частот, образованный катушками L7…L10 и конденсаторами C24...C27 и помещенный в специальный экран, включен в шлейф связи, образованный витком связи L4 с анодным контуром автогенератора и катушкой связи L12 с выходным контуром аппарата. Он служит для подавления высших гармоник, наведенных на виток связи. Входной контур представляет собой симметричный последовательный контур, образованный катушками L11, L13, подключенными между выходными гнездами аппарата X14, X17, и статорами двухсекционного конденсатора переменной емкости C28. Общий ротор конденсатора переменной емкости соединен с электродвигателем M, с помощью которого осуществляется автоматическая настройка выходного контура в резонанс с частотой генератора. Между внутренними разъемами X15, X16 выходных гнезд и корпусом аппарата включены конденсаторы C29, C30, которые подключаются с помощью разъемов X24, X25 кабельного индуктора параллельно выходным гнездам аппарата.

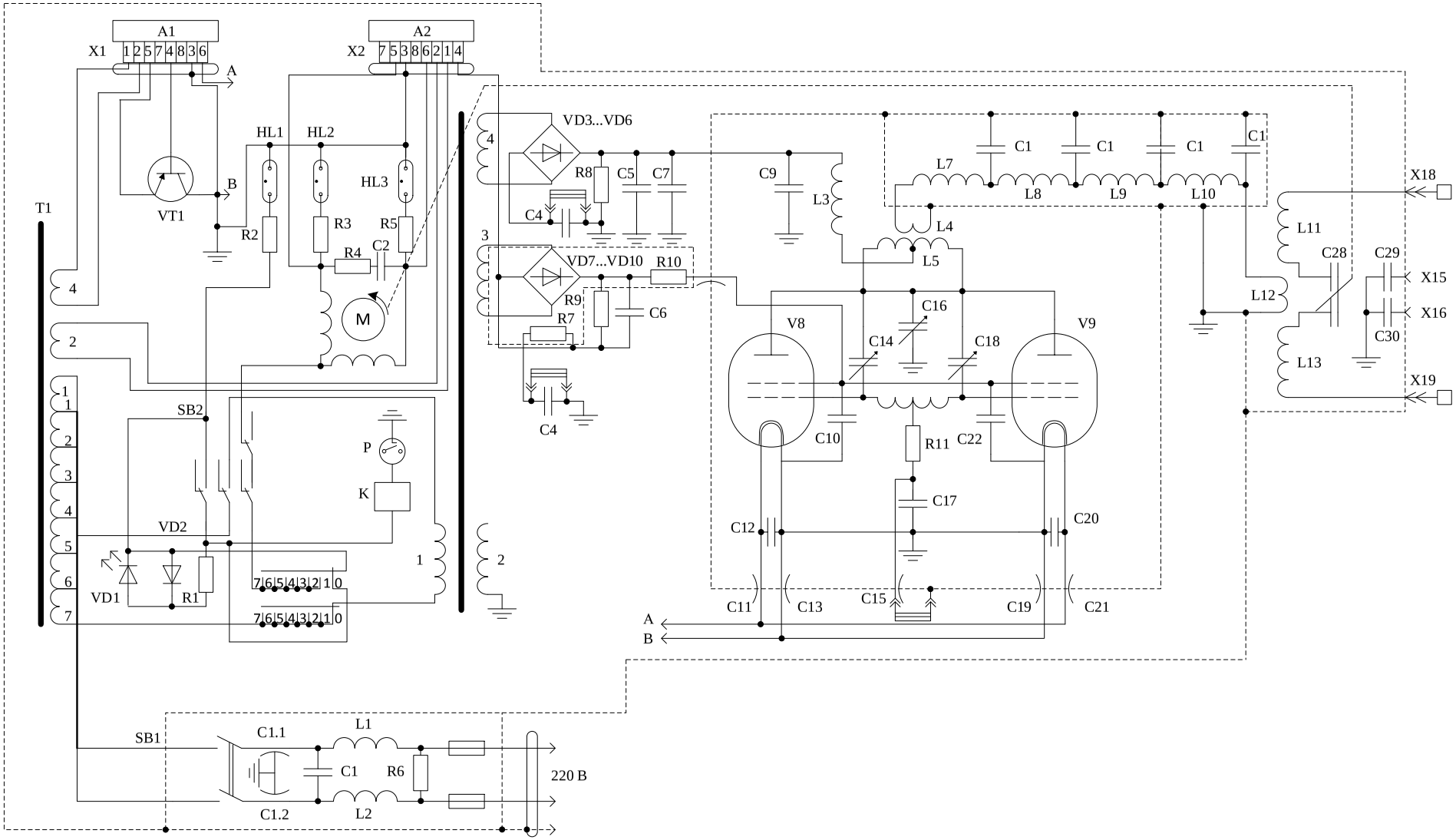


Рисунок 24.2 – Электрическая схема аппарата УВЧ-80

Сигнал на управляющую обмотку электродвигателя поступает от блока автоподстройки, вызывая вращение ротора электродвигателя в правую или левую сторону. Блок автоподстройки представляет собой импульсную схему, на вход которой поступает управляющий сигнал с резистора R7, включенного в цепь питания экранных сеток генераторных ламп.

Питание аппарата осуществляется от сети переменного тока напряжением 220 В и частотой 50 Гц. Схема питания включает в себя: силовой трансформатор Т1; высоковольтный трансформатор Т2; анодный выпрямитель, собранный на диодах V3...V6, емкостным фильтром которого служит конденсатор С5 с разрядным резистором 118; экранный выпрямитель V7, емкостным фильтром которого служит конденсатор С6 с разрядным резистором R9 и гасящим резистором R10; а также блок стабилизатора накала генераторных ламп А1 с выходным транзистором VI. Для исключения возможности проникновения гармоник генератора в питающую сеть через сетевой шнур Х3 в цепь питания аппарата включен сетевой фильтр, состоящий из защитного конденсатора С1, дросселей L1, L2 и резистора R6. Фильтр заключен в отдельный экран.

К элементам коммутации и сигнализации относятся: кнопочный переключатель S1, служащий для подачи напряжения сети через предохранители FU1, FU2 на первичную обмотку силового трансформатора Т1; переключатель S3 , который совместно с реле К и процедурными часами Р служит для подачи питающих напряжений на первичную обмотку высоковольтного трансформатора Т2 и обмотки электродвигателя; сигнальная лампа Н2 с гасящим резистором R2, сигнализирующая о включении сетевого напряжения, сигнальные лампы Н3, Н4 с гасящими резисторами R3, R5, сигнализирующие о включении высокочастотного генератора и о настройке выходного контура в резонанс; переключатель S2, служащий для отключения питающего напряжения от обмоток электродвигателя при настройке выходного контура аппарата вручную. Кроме того, к элементам сигнализации относится также светодиод VD1 с

гасящим резистором R1 и диодом VD2, сигнализирующий о нарушении порядка включения высокочастотного генератора.

Включение высокочастотного генератора осуществляется путем подачи питающего напряжения на первичную обмотку I высоковольтного трансформатора Т2. Один конец обмотки трансформатора Т2 подключается к отводу 1 силового трансформатора Т1 через контакты 21, 24 реле К. Питание обмотки реле К осуществляется от отводов 8–9 силового трансформатора через нормально-замкнутые контакты ячеек переключателя мощности, включенные последовательно, а также через контакты процедурных часов. Таким образом, для того, чтобы реле К сработало и подключило своими контактами 21, 24 один конец обмотки трансформатора Т2 к отводу 1 трансформатора Т1, необходимо ручку переключателя "МОЩНОСТЬ" вывести в положение "0" и завести процедурные часы путем поворота ручки указателя часов по часовой стрелке до отметки "30".Последнее необходимо для исключения возможности случайных передозировок при включении высокочастотного генератора не из нулевого положения переключателя мощности. После срабатывания реле К замкнутые контакты "О" переключателя мощности блокируются контактами 11, 14 реле, через которые осуществляется питание его обмотки после перевода ручки переключателя мощности в положения 1...7. Переключатель "МОЩНОСТЬ" (S3) двухплатный. Одна плата контактами 1...7 подключает вывод 2 первичной обмотки трансформатора Т2 к одному из отводов 2...7 обмотки трансформатора Т1. Таким образом осуществляется регулировка выходной мощности аппарата. Вторая плата своими контактами 1...7 соединяется с контактами 31, 34 реле К и служит для подачи питающего напряжения на обмотки электродвигателя М.

По истечении установленного на шкале процедурных часов времени процедуры размыкаются контакты часов, включенные в цепь питания обмотки реле. Реле обесточивается и выключает высокочастотный

генератор и электродвигатель М. При этом часы подают звуковой сигнал об окончании процедуры.

24.4 Указания мер безопасной эксплуатации аппарата

Эксплуатация аппарата должна производиться в соответствии с паспортом, а также "Правилами устройства, эксплуатации и техники безопасности физиотерапевтических отделений (кабинетов)", утвержденных Министерством здравоохранения Украины.

Необходимо строго соблюдать следующие указания:

- Не включать аппарат без заземления.
- Во избежание ожогов токами УВЧ не менять электроды и индукторы и не вынимать кабели из выходных гнезд аппарата при включенном высокочастотном генераторе (горят сигнальные лампы "МОЩНОСТЬ" оранжевого цвета).
- Не вносить металлические предметы в поле УВЧ.
- Не располагать пациента в пределах досягаемости до металлической мебели, радиаторов, труб отопления и водопровода.
- Запрещается работать на неисправном аппарате.
- Лицам, не имеющим специальной подготовки, запрещается устранять какие- либо неисправности. При обнаружении неисправности необходимо отключить аппарат от сети и вызвать специалиста ремонтного предприятия. Ремонтные работы следует проводить в соответствии с правилами техники безопасности при работе с источниками высокого напряжения.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ ИНФОРМАЦИИ

1. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура. – М.: Медицина, 1981. – 344с.
2. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей / Под ред. Р.И. Утямышева и М. Враны. – М.: Энергоатомиздат, 1983. – 384 с.
3. Системы комплексной электромагнитотерапии: Учебное пособие для вузов / Под ред. А.М. Беркутова, В.И. Жулева, Г.А. Кураева и др. – М.: Лаборатория базовых знаний. 2000 г. – 376 с.
4. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.И. Общая физиотерапия: Учебник. – М.: Медицина, 1999. – 432с.
5. Клиническая физиотерапия /Под ред. В.В. Оржековского. – К.: Здоров'я, 1984. – 448с.
6. Улащик В.С., Лукомский И.В. Общая физиотерапия: Учебник. – Мн. : Интерпрессервис; Книжній Дом, 2003. – 512 с.
7. Воробьев М.Г., Пономаренко Г.Н. Практическое пособие по электро- и магнитотерапии. – СПб.: Гиппократ, 2002. – 200 с.
8. Техника и методики физиотерапевтических процедур (Справочник) / Под ред. В.М. Боголюбова. – М.: Медицина, 1983 г. – 352 с.
9. Кипенский А.В. Импульсно-цифровые и цифро-импульсные преобразователи. – Харьков, НТУ «ХПИ», 2000 г. – 132 с.
10. Кипенский А.В., Шамардина В.Н., Дейнеко Д.М. Гальванизация и лекарственный электрофорез: Учебно-методическое пособие.– Харьков, НТУ «ХПИ», 2002. – 48 с.
11. Кипенский А.В., Верещак А.П. Сон, его расстройства и электролечение: Учебное пособие для студентов изучающих электрон. мед. аппаратуру. – Харьков: Золотые страницы, 2004. – 168 с.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение 3
Лекция 1. Введение в дисциплину 4
Лекция 2. Электрические свойства живых тканей 7
Лекция 3. Гальванизация и лекарственный элекрофорез 13
Лекция 4. Аппарат низкочастотной электротерапии «АНЕТ-50 ГТ» 23
Лекция 5. Электротерапия импульсными токами 33
Лекция 6. Электростимуляция скелетной мускулатуры. 39
Лекция 7. Электрокардиостимуляторы 48
Лекция 8. Имплантируемые электрокардиостимуляторы 52
Лекция 9. Фибрилляция сердца 58
Лекция 10. Синхронизируемый дефибриллятор ДФР-1 62
Лекция 11. Электросонтерапия и транскраниальная электроанальгезия 70
Лекция 12. Аппарат для электросонтерапии «ЭЛЕКТРОСОН-4Т» 77
Лекция 13. Диадинамотерапия 83
Лекция 14. Аппарат для диадинамотерапии «ТОНУС-2М» 89
Лекция 15. Электротерапия синусоидальными модулированными токами 95
Лекция 16. Аппарат для амплипульстерапии «АМПЛИПУЛЬС-4» 106
Лекция 17. Аппарат для флюктуоризации АСБ-2-1 112
Лекция 18. Терапия постоянным электрическим полем и аэроионами 115
Лекция 19. Аппарат для франклинизации и аэроионотерапии АФ-3-1 119
Лекция 20. Магнитотерапия 124
Лекция 21. Аппарат низкочастотной магнитотерапии «ПОЛЮС-101» 128
Лекция 22. Высокочастотная электротерапия 135
Лекция 23. Аппарат для местной дарсонвализации «КОРОНА» 152
Лекция 24. Аппарат для ультравысокочастотной терапии УВЧ-80–3 «УНДАТЕРМ» 156
Список источников информации 164

Навчальне видання

КУЛІЧЕНКО Вячеслав Вікторович
ТОМАШЕВСЬКИЙ Роман Сергійович
МАКАРОВ Вадим Олександрович

ЕЛЕКТРОТЕРАПЕВТИЧНА АПАРАТУРА

Т е к с т л е к ц і й

Російською мовою

Роботу рекомендував до видання проф. В. В. Воїнов

План 2015 р., поз.
Підп. до друку . Формат 60х84 1/16. Папір офсет. Друк – ризографія.
Гарнітура – Times New Roman. Наклад 50 прим. Ум. друк. арк.
Зам. № . Ціна договірна.

Видавничий центр НТУ «ХПІ».
Свідоцтво про державну реєстрацію ДК № 3657 від 24.12.2009 р.
61002, м. Харків, вул. Фрунзе, 21

Друкарня НТУ «ХПІ».
61002, Харків, вул. Фрунзе, 21