

Министерство образования Республики Беларусь

Учреждение образования

«БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИНФОРМАТИКИ И РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ»

Кафедра электронной техники и технологии

Дик С.К., Кракаевич С.В., Осипов А.Н.

Техника реабилитации больных и инвалидов

ЛАБОРАТОРНЫЕ РАБОТЫ

для студентов специальности «Медицинская электроника»

дневной и заочной форм обучения

Минск 2003

Лабораторная работа № 1

АППАРАТ ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТЕРАПИИ УЗТ-3.06

1. Цель работы

Изучить устройство и принцип работы аппарата для ультразвуковой терапии УЗТ-3.06, методы измерения его параметров.

2. Теоретические сведения

Биофизика ультразвуковых эффектов и их применение

Биофизика ультразвуковых эффектов как научное направление имеет дело с поиском логических и количественных объяснений ряда экспериментов, в которых было найдено, что облучение ультразвуком приводит к специфическим изменениям в живых клетках и тканях. По-видимому, первым, кто сделал такого рода наблюдения, был П. Ланжевэн, который в 1917 г., испытывая разработанные им мощные гидроакустические излучатели, предназначенные для обнаружения подводных лодок, заметил повреждения у рыб, попавших в ультразвуковой пучок. Его наблюдения привели к появлению множества работ по этой тематике.

В широком плане физические явления, которые действительно или предположительно ответственны за различные виды связей между воздействием ультразвука и биологическими эффектами можно разделить на тепловые и нетепловые [1, 2]. В эмпирическом подходе такое разделение могло бы означать наличие или отсутствие преимущественной обусловленности наблюдаемых изменений повышением температуры при поглощении энергии ультразвука. С физически более удовлетворительной точки зрения, однако, именно само поглощение акустической энергии обусловлено взаимодействием ультразвука с биологическими тканями на молекулярном или макромолекулярном уровне. Если молекулы относительно малы и среда текучая, то энергия колебательных или вращательных движений, вызванных взаимодействием с акустической волной, не приводит к специфическим химическим или биологическим изменениям и быстро превращается в тепло. Такой процесс поглощения может быть охарактеризован как тепловой. В средах менее текучих, или содержащих гигантские молекулы, или обладающих и той и другой характеристикой вместе, существует возможность нетепловых специфических эффектов. Количественную оценку этой ситуации можно получить, сравнивая некоторые параметры, характеризующие движение молекул, например их скорость, при акустических и тепловых колебаниях.

Акустическая энергия может трансформироваться в энергию поля сдвиговых напряжений стационарного течения жидкости или в энергию компонентов химических реакций.

Энергия, переносимая ультразвуковым пучком, затухает при прохождении ее через вязкую среду. Чтобы оценить увеличение температуры ткани из-за затухания ультразвукового пучка, предполагают, что вся энергия, поте-

рянная исходным пучком, идет на нагревание ткани. Иначе говоря, можно предположить, что коэффициент затухания целиком обусловлен поглощением. Используя простые уравнения распространения тепла, можно рассчитать ожидаемый нагрев в системах, состоящих из тканей различных типов. Достоинство такого математического моделирования заключается в том, что оно позволяет предсказать влияние параметров ультразвука и тканей на получаемое распределение температур.

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

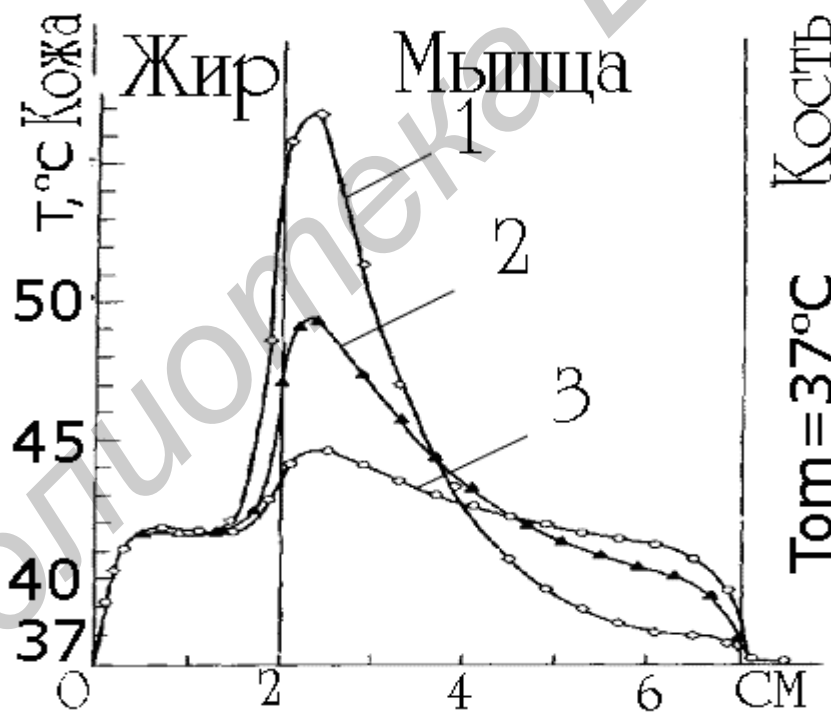


Рис. 1.1. Распределение температуры, рассчитанное для многослойной ткани. Коэффициент затухания для жира $0,34 \text{ дБ/см}$, для кости $8,4 \text{ дБ/см}$, для мышечной ткани: 1 дБ/см (1), 2 дБ/см (2), 4 дБ/см (3)

Сложная природа зависимости степени нагрева ткани от параметров ультразвука, самой ткани и ее окружения порождает трудности при расчете распределений температуры с необходимой точностью.

Температурные распределения, которые возникают в облучаемом объекте мягких тканей, могут значительно изменяться, если в этом объеме или на

его границе есть кость. Проводилось воздействие ультразвуковыми колебаниями на бедро собаки, в которое были имплантированы термодатчики. Использовался ультразвук частотой 800 кГц, общей мощностью 5 Вт с излучающей поверхностью 5 см², интенсивность облучения составляла 1 Вт/см², длительность облучения – 2 мин. Измерения температуры проводились в надкостнице, в костном мозге и в мягких тканях между излучателем и бедренной костью. Данные из этой работы приведены на рис. 1.2. Наибольший нагрев зарегистрирован на поверхности кости.

Э. Леман с соавторами выдвинули предположение, что нагрев надкостницы задает порог болевых ощущений при применении ультразвука и тем самым определяет пределы безопасности его применения. Они показали, что у пациентов со слоем мягких тканей толщиной менее 8 см над костью порог болевых ощущений достигался быстрее (при одной и той же интенсивности), чем у пациентов с более толстым слоем мягких тканей. Измерения температуры подтвердили, что этот болевой порог определялся нагревом поверхности кости. Это могло быть следствием трансформации энергии, обсуждавшейся ранее.

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

Кавитация. В большинстве статей о химических и биологических эффектах ультразвука отсутствуют убедительные данные, дающие возможность выявить механизм его действия в каждом конкретном случае. Большая часть экспериментов (особенно при воздействии на жидкие среды) проводилась при условиях, когда возникновение кавитации как основного механизма было весьма вероятным. В то же время возможность экстраполяции этих результатов на условия, характерные для тканей млекопитающих, остается неясной. В этой ситуации очевидно, что хорошее объяснение явления кавитации, а также определяющих ее факторов и ограничений важно для достаточно ясного представления о предмете биофизики ультразвукового воздействия.

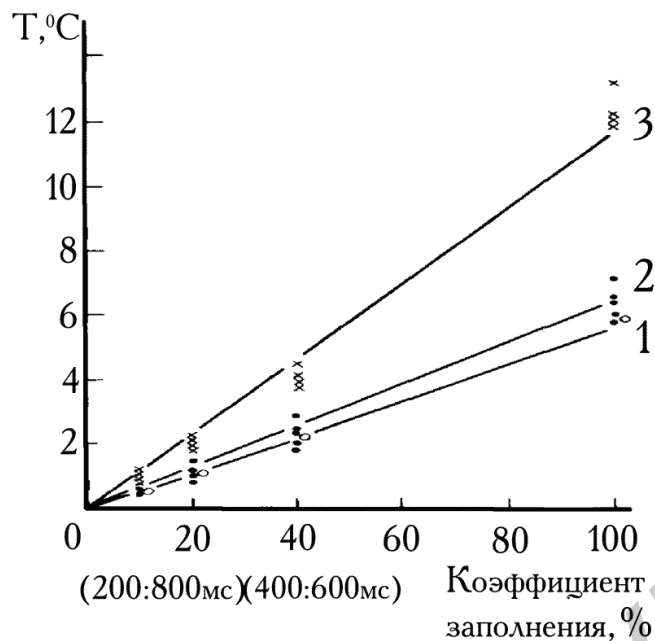


Рис. 1.2. Увеличение температуры, измеренное в бедре собаки:
1 – мягкие ткани, 2 – костный мозг, 3 – поверхность кости

Кавитация определяется как явление, при котором в объеме жидкости образуется новая поверхность. Под акустической кавитацией понимается образование и активизация газовых или паровых полостей (пузырьков) в среде, подвергаемой ультразвуковому воздействию.

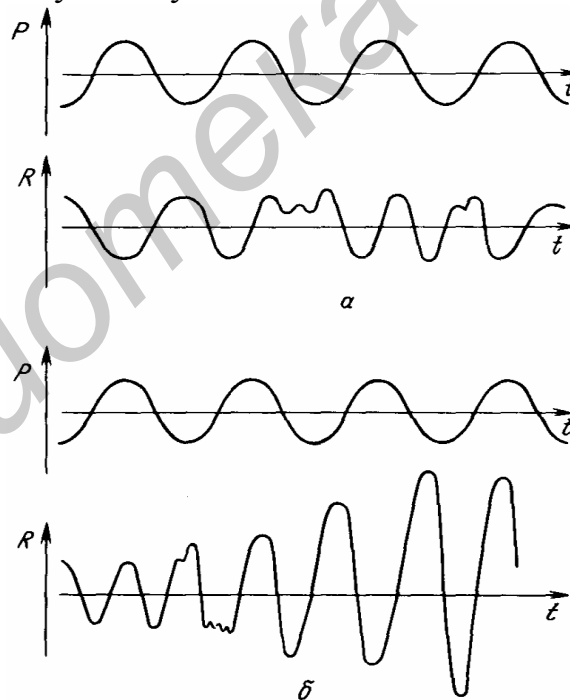


Рис. 1.3. Зависимость радиуса навигационных пузырьков от времени в ультразвуковом поле:

а – стабильная кавитация; б – коллапсирующая (нестационарная) кавитация;
Р – действующее звуковое давление, R – радиус пузырька, t – время

По общепринятой терминологии существуют два типа активности пузырьков: стабильная кавитация (полости существуют в течение значительного количества периодов звукового поля, осцилляции происходят вокруг рав-

новесного радиуса) и коллапсирующая, или нестационарная, кавитация (полости осциллируют неустойчиво, растут быстро, охлопываются энергично), хотя граница между ними не всегда четко очерчена.

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

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

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

3. Конструкции и принцип работы прибора

Прибор УЗТ-3.06 [3] предназначен для генерирования ультразвуковых колебаний в целях воздействия ими на различные участки тела ребенка при лечении заболеваний в условиях медицинских учреждений (больниц, клиник и поликлиник).

Применяется в педиатрии для лечения детей дошкольного и школьного возраста при хронических дерматозах, воспалительных или травматических повреждениях века и глаза, последствиях ожогов, келоидных рубцах, риносинусите, хроническом тонзиллите и т.д.

Частота ультразвуковых колебаний, генерируемых аппаратом $(2640 \pm 2,64)$ кГц. Эффективная площадь применяемых излучателей, см²:

ИУТ, 2,64-1.04 Ф	1
ИУТ 2,64-1.19 Ф	1
ИУТ 2,64-2.17 Ф	2
ИУТ 2,64-4.18 Ф	4

Аппарат обеспечивает излучение ультразвуковых колебаний с максимальной интенсивностью $(1 \pm 0,45)$ Вт/см, при этом максимальная мощность ультразвуковых колебаний, получаемых при работе аппарата с излучателем наибольшей площади, равна $(4 \pm 11,6)$ Вт.

Он имеет ступенчатый переключатель интенсивности ультразвуковых колебаний, при этом значения интенсивности ультразвуковых колебаний на ступенях переключателя ИНТЕНСИВНОСТЬ находятся в пределах, указанных в табл. 1.1.

Таблица 1.1

Степень переключателя ИНТЕНСИВНОСТЬ, Вт/см ²	Предельное значение интенсивности, Вт/см ²
1,0	0,55 – 1,45
0,7	0,45 – 0,95
0,4	0,2 – 0,6
0,2	0,1 – 0,3
0,05	0,02 – 0,08

Аппарат работает в непрерывном и импульсном режимах генерации. Длительность импульсов 2, 4 и 10 мс. Отклонение длительности импульса не превышает $\pm 20\%$ от указанных значений.

Частота повторения импульсов равна частоте питающей сети. Длительность фронта и среза не более 5% от длительности импульса. Неравномерность вершины импульса не более 20%. Питание аппарата осуществляется от сети переменного тока с напряжением 220 В $\pm 10\%$ и частотой (50 \pm 0,5) Гц.

Время установления рабочего режима не превышает 1 мин с момента включения аппарата в сеть.

Аппарат обеспечивает работу в течение 6 ч в повторно-кратковременном режиме излучения (*15 мин работы в непрерывном режиме генерации при интенсивности 1,0 Вт/см² и 10-минутный перерыв при отключении от сети*), после чего следует перерыв не менее 2 ч.

Аппарат состоит из электронного блока (рис. 1.4) и четырех сменных излучателей, которые соединяются с электронным блоком с помощью кабеля.

Корпус электронного блока выполнен из алюминиевого сплава и снабжен ручкой 6 для переноски блока, которая одновременно служит для установки его в рабочее положение.

Внутри корпуса находится шасси, на котором установлены элементы электронного блока. Крепление шасси осуществляется снизу корпуса с помощью четырех винтов.

На лицевой панели электронного блока расположены:

- 1) розетка 7 с маркировкой ВЫХОД для подключения кабеля излучателя;
- 2) индикатор выходного напряжения 8, обеспечивающий световую сигнализацию при подаче напряжения электрических колебаний на излучатель;
- 3) индикатор включения сети 9 с маркировкой СЕТЬ, обеспечивающий световую сигнализацию при подаче напряжения сети на электронный блок;

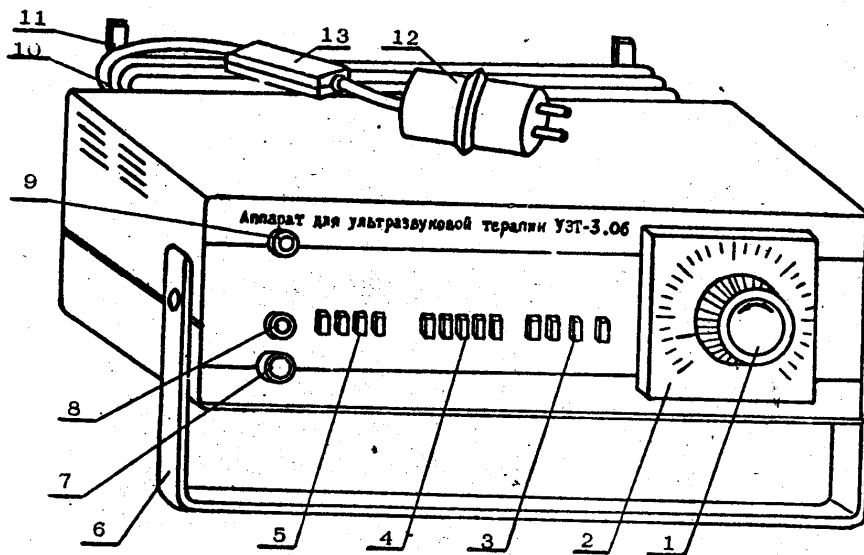


Рис. 1.4. Электронный блок аппарата УЗТ-3.06:

1 – ручка-указатель; 2 – процедурные часы; 3 – переключатель РЕЖИМЫ РАБОТЫ; 4 – переключатель ИНТЕНСИВНОСТЬ, Вт/см²; 5 – переключатель ИЗЛУЧАТЕЛИ; 6 – ручка; 7 – розетка ВЫХОД для подключения кабеля излучателя; 8 – индикатор выходного напряжения; 9 – индикатор СЕТЬ; 10 – провод сети; 11 – ножки; 12 – сетевая вилка; 13 – конденсаторы

4) переключатель 5 с маркировкой ИЗЛУЧАТЕЛИ, состоящий из четырех кнопок с маркировками “04”, “17”, “18” и “19” и служащий для включения подсоединенного к электронному блоку излучателя;

5) переключатель 4 с маркировкой ИНТЕНСИВНОСТЬ, Вт/см², состоящий из пяти кнопок с маркировками “0,05”, “0,2”, “0,4”, “0,7” и “1,0” и предназначенный для ступенчатой регулировки интенсивности ультразвуковых колебаний;

6) переключатель 3 с маркировкой РЕЖИМЫ РАБОТЫ, состоящий из четырех кнопок с маркировкой “Н”, “2”, “4” и “10” и предназначенный для получения на выходе электронного блока синусоидальных колебаний напряжения при нажатой кнопке “Н” или импульсов длительностью 2, 4 или 10 мс при нажатых кнопках “2”, “4” или “10”;

7) процедурные часы 2, служащие для установки и контроля длительности процедуры, а также для включения аппарата в сеть с помощью ручки-указателя 1.

На задней стенке электронного блока установлены ножки 11, служащие для крепления провода сети 10 с сетевой вилкой 12 и конденсаторами 13 и установки аппарата в нерабочем положении.

Схема электрическая функциональная имеет вид, показанный на рис. 1.5.

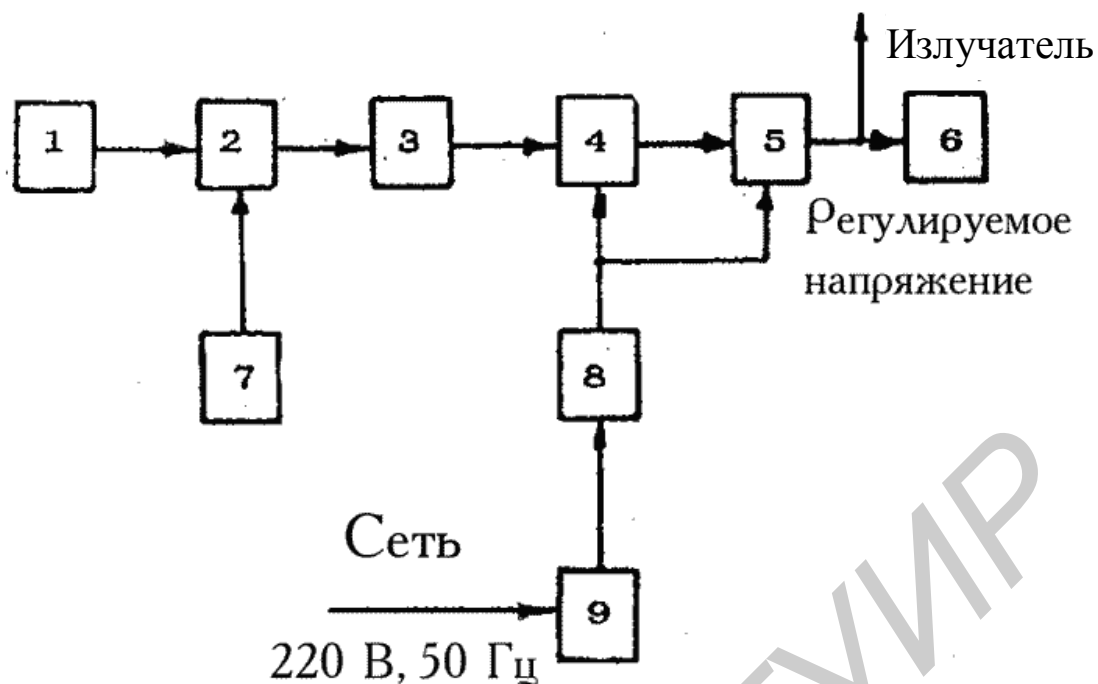


Рис. 1.5. Схема электрическая функциональная электронного блока аппарата УЗТ-3.06:

1 – автогенератор; 2 – модулятор; 3 – усилитель; 4 – предусилитель; 5 – усилитель выходной; 6 – индикатор выходного напряжения; 7 – импульсный генератор; 8 – блок питания; 9 – процедурные часы

Принцип работы аппарата следующий.

Электронный блок предназначен для получения напряжения возбуждения ультразвукового излучателя в непрерывном и импульсном режимах работы.

В непрерывном режиме работы напряжение возбуждения представляет собой гармонические колебания с частотой 2,64 МГц, в импульсном – последовательность высокочастотных импульсов с той же частотой заполнения, длительностью $\tau_u = 2, 4$ или 10 мс и периодом следования $T_{и} = 20$ мс.

Колебания ультразвуковой частоты генерируются в автогенераторе 1 и через модулятор 2 подаются на усилитель 3.

В импульсном режиме модуляция осуществляется путем подачи на вход модулятора 2 импульсов с выхода импульсного генератора 7. В непрерывном режиме на вход модулятора подается постоянное напряжение, соответствующее уровню логической единицы.

С выхода усилителя 3 сигнал подается на предварительный усилитель 4 и затем – на выходной усилитель 5. Регулировка интенсивности ультразвукового излучения производится путем изменения напряжения питания предварительного и выходного усилителей.

Наличие высокочастотного напряжения на выходе электронного блока сигнализируется свечением светодиода индикатора выходного напряжения 8 (рис. 1.4).

Аппарат питается от сети переменного тока. Блок питания 8 (рис. 1.5) содержит стабилизированный выпрямитель +5 В и регулируемый стабилизи-

рованный выпрямитель с диапазоном изменения напряжения от минус 8 В до минус 50 В.

Включение аппарата производится при помощи процедурных часов 9, через контакты которых подается напряжение сети на блок питания 8.

Для проведения исследования в качестве эквивалентов таких биологических тканей, как кровь, мышца, жир, с учетом плотности и скорости распространения ультразвука, могут быть взяты следующие материалы (табл. 1.2).

Таблица 1.2
Свойства биологических тканей и их эквивалентов

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

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

Поглощение энергии акустической волны приводит к ее необратимому преобразованию в тепло. На этом и основан метод нестационарного нагрева, разработанный для измерения акустических потерь, а именно поглощения акустической энергии [5]. Этот метод основан на регистрации скорости повышения температуры в локальной области с помощью термодатчика.

Коэффициент поглощения определяется из формулы

$$\alpha = \frac{2 \cdot \eta \cdot f^2}{3 \cdot \rho \cdot c^3}, \quad (1.1)$$

где η – динамическая вязкость; ρ – плотность; f – частота акустических колебаний; c – скорость распространения звука в модели.

Для измерения затухания используют метод введения образца, как наиболее пригодного для биологических тканей. Метод основан на вычислении логарифма отношения амплитуд двух принятых сигналов, один из которых регистрируется при введении модели ткани между излучателем и приемником, а второй – при наличии только эталонной среды. К недостаткам метода введения образца следует отнести влияние отражений от поверхности модели, которые вносят определенный вклад в величину измеренных потерь.

Использование дополнительной эталонной среды в качестве буфера между преобразователем и моделью исследуемой ткани приводит к снижению погрешности измерения, обусловленной дифракционными потерями. Это достигается за счет уменьшения полной длины акустического пути сигнала

при введении модели ткани. В качестве эталонной среды может быть взята вода, т.к. акустический коэффициент преломления воды близок к коэффициенту преломления выбранных моделей биологических тканей, причем воздействие осуществляли импульсами ультразвуковых волн. Это позволит исключить возможность образования стоячих волн и нагрева образца за счет поглощения ультразвука.

Акустическая мощность регистрируемого приемником сигнала при отсутствии модели исследуемой ткани на пути волны определяется выражением

$$W_R = \frac{W_T}{4 \cdot \pi \cdot d^2} \cdot S_r \cdot G \cdot e^{-d \cdot \mu_w}, \quad (1.2)$$

где W_T – акустическая мощность сигнала на излучателе; S_r – площадь приемника; μ_w – коэффициент затухания по интенсивности в контактной среде; d – расстояние между излучателем и приемником; G – коэффициент усиления.

4. Порядок выполнения работы

1. Изучите принцип работы прибора УЗТ-3.06.

Подключите соединительный кабель, вводящий в комплект поставки, к розетке Выход электронного блока аппарата.

Возьмите один из излучателей, входящих в комплект поставки, и подключите его к другому концу соединительного кабеля.

Нажмите соответствующую подключенному излучателю кнопку переключателя ИЗЛУЧАТЕЛИ, имеющую надпись, одинаковую с последними двумя цифрами типа излучателя.

Подключите к розетке Выход соединительный кабель. Подсоедините к кабелю необходимый излучатель или прибор. Нажмите кнопку переключателя ИЗЛУЧАТЕЛИ с надписью, идентичной последним двум цифрам типа подсоединенного излучателя.

2. Проверьте работоспособность прибора.

Включите вилку сетевого провода аппарата в розетку сети.

Поверните излучатель излучающей поверхностью вверх и нанесите на нее 2-3 капли воды.

Нажмите кнопку "Н" переключателя РЕЖИМЫ РАБОТЫ. Установите требуемую интенсивность, нажав соответствующую кнопку переключателя ИНТЕНСИВНОСТЬ, Вт/см.

Поверните ручку – указатель процедурных часов по часовой стрелке до упора, а затем установите в положение, соответствующее 10–15 мин. При этом должны загореться световые индикаторы СЕТЬ и Выход, что соответствует включению аппарата в сеть и включению генератора электрических колебаний ультразвуковой частоты. На поверхности воды на излучателе должна появиться легкая рябь (при интенсивности 0,05 Вт/см) или фонтанчик с разбрызгиванием капель воды (при интенсивности 1 Вт/см²).

Во избежание выхода из строя излучателя время наблюдения за колебаниями воды должно быть не более 5–10 с.

Нажмите последовательно кнопки импульсного режима “10”, “4”, “2” переключателя РЕЖИМЫ РАБОТЫ. Колебания поверхности капелек воды на излучающей поверхности излучателя также должны наблюдаться, но меньшего уровня.

Поворотом ручки часов против часовой стрелки установите стрелку часов в нулевое положение. При этом раздается звуковой сигнал продолжительностью от 2 до 20 с, одновременно аппарат автоматически выключается, и колебания воды на излучающей поверхности излучателя прекращаются.

Отсоедините проверенный излучатель от кабеля (кроме излучателя ИУТ 2,64-4.18 Ф).

Аналогично проведите проверку остальных излучателей из комплекта. После выполнения указанных операций аппарат готов к работе.

Периодически проводите санитарную обработку наружных поверхностей корпуса электронного блока 1%-м раствором хлорамина или другими холодными дезинфицирующими растворами.

3. Произведите проверку аппарата на соответствие техническим данным. Используйте приборы, указанные в лабораторных работах. Подключите к электронному блоку один из излучателей. К излучателю подключите вольтметр для измерения переменного напряжения и поместите излучатель в испытательную ванну с водой. При этом вода не должна превышать уровень, на котором находится в излучателе контрольная метка. Переключатель РЕЖИМЫ РАБОТЫ установите в положение “Н”. Поворотом ручки процедурных часов включите аппарат. Проверьте соответствие напряжения на выходе электронного блока при различных положениях переключателя ИНТЕНСИВНОСТЬ, Вт/см², в соответствии с паспортом излучателя.

Проверьте работоспособность аппарата при других положениях переключателя РЕЖИМЫ РАБОТЫ.

Проверьте работу аппарата с остальными излучателями из комплекта. Методика проверки аналогична описанной выше.

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

4. Измерить изменение температуры исследуемой модели биологической ткани от времени и интенсивности ультразвука.

Подготовить ванночку с моделью биологической ткани. Ванночку промыть проточной водой и заполнить до краев исследуемой средой, температура которой должна быть 25 ± 1 °С.

Излучатель 1 (рис. 1.6) расположить в центре ванночки 2 таким образом, чтобы он касался исследуемой среды 3, чтобы исключить поглощение УЗ в воздухе и отражение от поверхности модели. Термопару 4 погрузить на глубину h , т.е. практически на всю глубину ванночки. Переключатель интенсивности установить в положение $0,2$ Вт/см², а род работы – в постоянный режим воздействия «Н». На процедурных часах 5 аппарата УЗТ-3.06 установить время проведения исследования 1 мин, причем сначала стрелка отводится до упора, а затем выставляется требуемое время исследования.

5. В течение времени процедуры выполнить измерения температуры прибором КСП4, первые 20 с – каждые 2 с, затем – каждые 5 с. После проведения измерения интенсивность установить в положение 1 Вт/см² и сделать следующее измерение. Затем поменять исследуемую модель и процесс измерения повторить. Рассчитать коэффициенты поглощения по формуле 1.1.

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

7. Измерить коэффициент затухания ультразвука в воде. Излучатель 1 (рис. 1.7) с помощью штатива установить на левой стенке ванночки 2, а приемник 3 – на правой.

Между преобразователями и стенками ванночки поместить контактную среду 4 (глицерин) для уменьшения потерь при распространении акустической волны. Исследуемую модель 5 поместить в кювету 6 шириной Δx , равную 25 мм. Модель ввести в эталонную среду 7 на расстоянии x_1 , равном 15 мм от левой стенки ванночки. Переключатель интенсивности установить в положение 1 Вт/см². Переключатель род работы установить на импульсный режим воздействия «10». На процедурных часах аппарата УЗТ-3.06 выбрать время проведения исследования 5 мин.

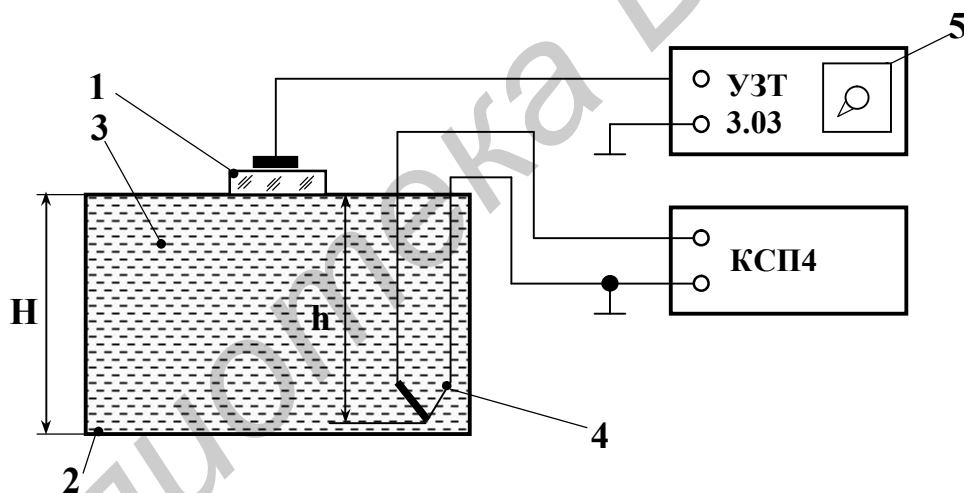


Рис. 1.6. Схема измерения коэффициента поглощения по методу Фрая

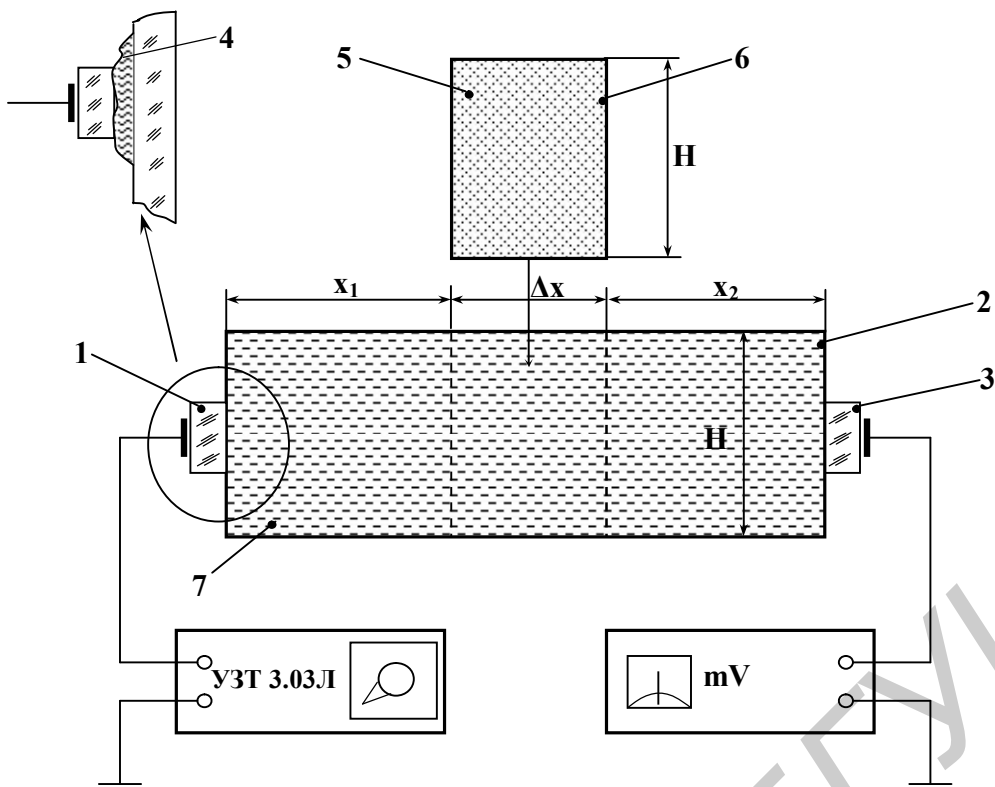


Рис. 1.7. Схема измерения коэффициента затухания звука по методу введения образца

8. Измерить уровень сигнала без кюветы, а затем с кюветой. В течение времени процедуры измерить интенсивность с помощью милливольтметра через каждые 60 с. После проведения измерения заменить модель биологической ткани и выполнить следующее измерение.

9. Значение коэффициента затухания вычислить по формуле (1.2), данные занести в табл. 1.3.

Сравнить полученные коэффициенты затухания в исследуемых моделях с коэффициентами затухания соответствующих им биологических тканей.

Таблица 1.3

Коэффициенты затухания ультразвука в биологических тканях и их эквивалентах

Коэффициент поглощения, дБ/см	Кровь	Подкожный жир	Мышца
$\alpha(f)$	0,03	2	4
Эквиваленты			

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Схема электрическая функциональная УЗТ-3.06.
3. Схемы измерения коэффициентов поглощения и затухания.
4. Результаты измерений в виде таблиц и графиков.
5. Выводы.

Контрольные вопросы

1. Распределение температуры в биоткани при УЗ-воздействии.
2. Что такое кавитация?
3. Методики измерения коэффициентов поглощения и затухания ультразвука.
4. Зависимость температуры нагрева биологической ткани от плотности и времени воздействия.
5. Проверка работоспособности прибора.

Литература

1. Улащик В.С., Чиркин А.А. Ультразвуковая терапия. – Мн.: Беларусь, 1983.
2. Сперанский А.П., Рокитянский В.И. Ультразвук и его лечебное применение. – М.: Медицина, 1970.
3. Аппарат для ультразвуковой терапии УЗТ-3.06: Паспорт прибора. – 1993.
4. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура: Учеб. пособие. – М.: Медицина. 1981. – 344 с.
5. Применение ультразвука в медицине: физические основы: Пер. с англ. / Под ред. К. Хилла. – М.: Мир, 1989. – 568 с.

Лабораторная работа № 2

АППАРАТ ДЛЯ МНОГОКАНАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОНЕЙРОМИОСТИМУЛЯЦИИ В РЕАБИЛИТАЦИИ БОЛЬНЫХ С ПОСТИНСУЛЬТНЫМИ ГЕМИПАРЕЗАМИ¹

1. Цель работы

Изучить методы комплексного воздействия на организм несколькими физическими факторами на примере метода многоканальной сопряженной электронейромиостимуляции (ЭНМС). Научиться определять временные параметры электроэнцефалограмм (ЭЭГ). Получить навыки градуировки каналов воздействия электронного медицинского оборудования.

2. Теоретические сведения

Сосудистые заболевания головного мозга, по данным ВОЗ, входят в пятерку самых распространенных заболеваний. У больных, перенёсших инсульт, часто отмечаются гемипарезы конечностей: когда одна из парных конечностей поражена, а вторая сохраняет двигательную способность. В такой ситуации отмечаются следующие явления: в области мозга, соседствующей с поражённой, отмечается повышенная метаболическая активность, которая проявляется учащением альфа-ритма на соответствующем отведении электроэнцефалограммы. При восстановлении управляющих способностей головного мозга частота альфа-ритма нормализуется. При обычных способах лечения частичное или полное восстановление может не наступать либо период восстановления при интенсивных физических упражнениях и массаже может достигать года и более.

Рассматриваемый метод и устройство для его реализации основаны на применении эффекта симметрии, который заключается в стимуляции симметричных зон парных конечностей идентичными раздражителями.

2.1. Описание метода ЭНМС

В практике восстановительного лечения больных с центральными и периферическими парезами используются методы электронейростимуляции и миостимуляции. Для электростимуляции используют синусомоделированные токи (СМТ) – переменные синусоидальные токи частотой 5000 Гц, модулированные низкой частотой (10–150 Гц) [1].

Одной из наиболее перспективных является методика Сидоровой [2], которая представляет собой сочетание классической электростимуляции СМТ с установочным рефлексобразующим воздействием в виде фотостимулирующего воздействия с частотой альфа-ритма пациента. Воздействие

¹ Парез (гр.) – расслабление, ослабление. Гемипарез – расслабление мышц половины тела.

фотостимулами с частотой альфа-ритма ЭЭГ служит для образования комплексной условно-рефлекторной реакции и способствует усилению терапевтического воздействия. Временные параметры по методике Сидоровой: длительность фотостимуляции с частотой альфа-ритма 10 с, длительность электростимуляции 0,1 с, длительность отдыха 0,1 с, длительность общей паузы 10 с. Воздействие производится попеременно на здоровую и пораженную конечность.

Между тем при адекватном подборе параметров тока, времени стимуляции, учете характера пареза и степени поражения нервно-мышечного аппарата можно проводить дифференцированную терапию и получать оптимальную двигательную реакцию при наименьшей силе раздражителя.

Для реализации функции адекватного регулирования параметров с учетом индивидуальных особенностей пациента, в рамках стандартной методики Сидоровой, служит рассматриваемое устройство. Оно позволяет производить электронейромиостимуляцию одной и более парных групп мышц со строго индивидуальными параметрами. Отличительной чертой данного устройства является то, что в качестве генераторов стимулирующих импульсов используются серийно выпускаемые приборы низкочастотной терапии типа «Амплипульс» либо любые другие аппараты, реализующие воздействие синусно-модулированными токами, и фотостимуляторы типа ФС. Устройство реализует следующий алгоритм: а) производится фотостимуляция коры головного мозга в течение времени, устанавливаемого врачом, с частотой альфа-ритма пациента; б) производится миостимуляция парных групп мышц, попеременно здоровой и поражённой сторон, со строго индивидуальными параметрами стимуляции (время стимуляции, время отдыха между актами стимуляции, число серий стимуляции, время отдыха между циклами мио- и фотостимуляции). Процедура повторяется в течение времени, определяемого врачом. Все параметры стимуляции могут устанавливаться в широких пределах, исходя из специфики поражения и его степени, а также избранной стратегии лечения. Устройство реализовано на жесткой логике и представляет собой управляющий блок, подключаемый к выходам элестростимуляторов и входу внешнего управления фотостимулятором.

Порядок проведения процедуры ЭНМС:

- 1) снятие ЭЭГ;
- 2) расшифровка ЭЭГ и определение частоты альфа-ритма;
- 3) ввод полученного значения в фотостимулятор;
- 4) включение и настройка комплекса;
- 5) установка заданных параметров процедуры;
- 6) проведение воздействия на пациента.

2.2. Электроэнцефалография. Общая информация

ЭЭГ – метод регистрации электрической активности (биопотенциалов) головного мозга через неповрежденные покровы головы, позволяющий судить о его физиологической зрелости, функциональном состоянии, наличии очаговых поражений, общемозговых расстройств и их характере. Регистрация биопотенциалов непосредственно с обнаженного мозга называется элек-

трокортикографией и обычно проводится во время нейрохирургических операций.

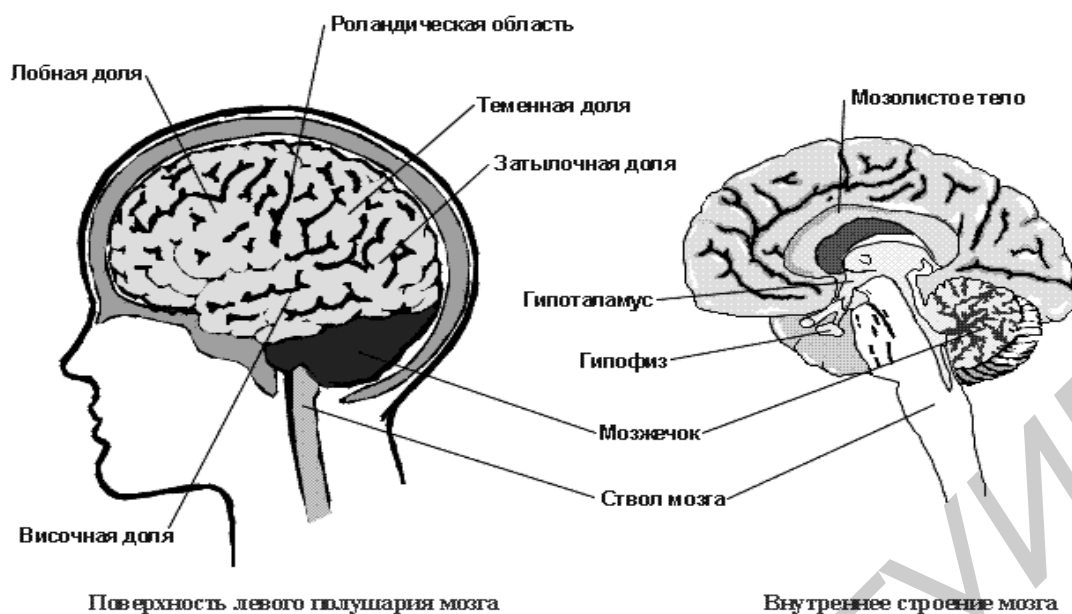


Рис. 2.1. Строение головного мозга

Электроэнцефалограмма представляет собой запись суммарной электрической активности клеток полушарий мозга. Спонтанные колебания биопотенциалов различаются по частоте (табл. 2.1).

Таблица 2.1

ЭЭГ	Вид волн, колебаний/с
	Дельта-волны, 0,5–3,5
	Тета-волны, 4–7,5
	Альфа-волны, 8–13
	Бета-волны, 13,5–30

Могут меняться также их амплитуда и форма. У детей первых 2–3 мес. жизни уже различаются волны с частотой 1–3, 4–7 и 8–12 колебаний/с. Однако доминирует все еще ритм 0,5–3 колебания/с. При этом на медленные волны иногда наслаиваются быстрые колебания (13–15–19 колебаний/с). В возрасте 4–6 мес. возрастает количество тета-волн. Активность 6–7 колебаний/с, предшествующая альфа-ритму, отмечается на ЭЭГ постоянно к 4-му году жизни ребенка. Выраженный альфа-ритм появляется в теменно-затылочной области в возрасте 4–5 лет и становится устойчивым в более позднем возрасте (7–8 лет).

Большое значение в диагностике поражений мозга имеют функциональные пробы: реакция активации, прерывистое световое раздражение (фотостимуляция), усиленное глубокое дыхание в течение 2–3 мин (гипервентиляция), звуковое раздражение и др. Данные ЭЭГ весьма показательны в диагностике неврологических расстройств.

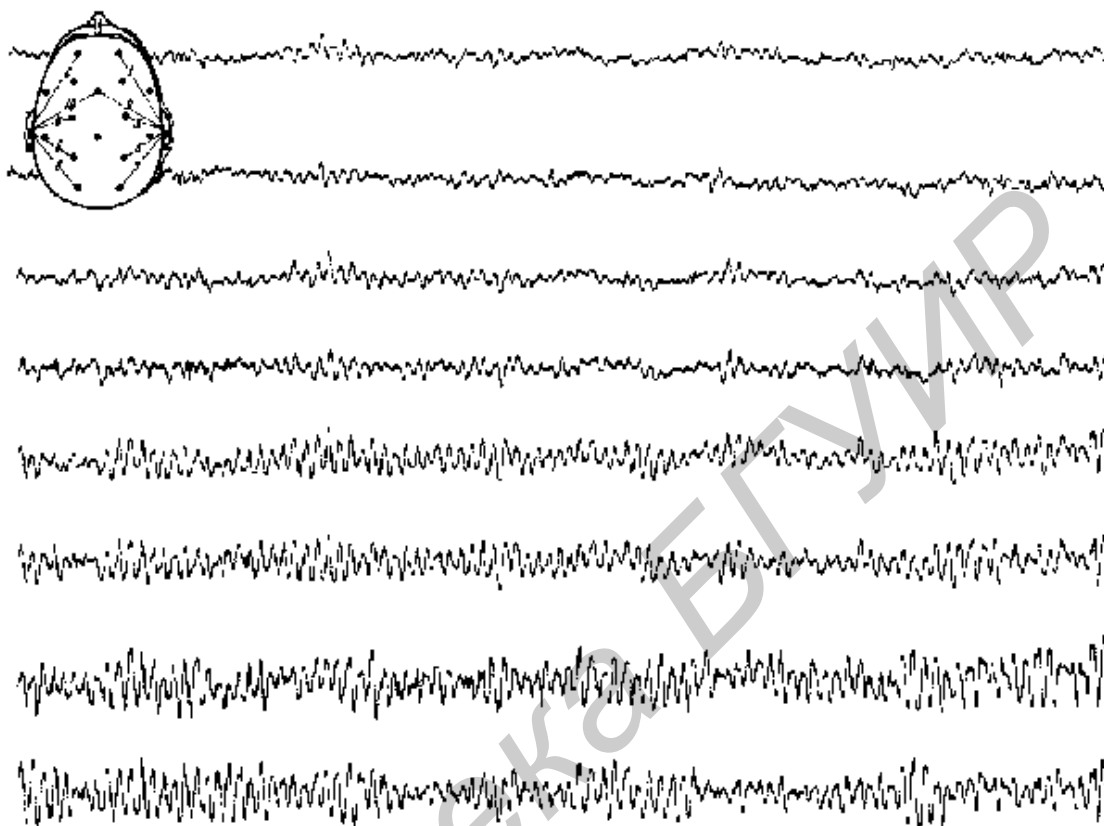


Рис. 2.2. ЭЭГ здорового человека

2.3. Диагностические возможности ЭЭГ и артефакты

С помощью ЭЭГ можно:

- установить участки мозга, участвующие в провоцировании эпилептических приступов;
- следить за динамикой действия лекарственных препаратов;
- решить вопрос о прекращении лекарственной терапии;
- диагностировать некоторые поражения головного мозга.

Правильное интерпретирование сигналов на ЭЭГ – в какой-то мере искусство. Изменения, схожие с эпилептическими разрядами, могут вызываться движением глаз и мышцами головы, пульсацией кровеносных сосудов, дыхательными движениями, работой сердца, жеванием, глотанием, дотрагиванием до электрода или передвижением других людей по комнате, где проводится исследование. В связи с этим важным является правильное определение артефактов и их исключение.

Артефакты по источнику происхождения подразделяются на физиологические, двигательные и электродные (рис. 2.3–2.5).

2.4. Функциональные пробы

При проведении ЭЭГ с целью получения дополнительной диагностической информации используют функциональные пробы: совместное с регистрацией ЭЭГ воздействие на органы чувств физическими факторами.

Функциональные пробы делятся на следующие:

- 1) реакция активации (проба с открыванием и закрыванием глаз);
- 2) фотостимуляция (стимуляция световыми мельканиями);
- 3) фоностимуляция (стимуляция звуковыми сигналами);
- 4) депривация сна (ограничение времени сна);
- 5) гипервентиляция (форсированное дыхание).

2.5. Расшифровка ЭЭГ

Расшифровка ЭЭГ состоит из двух основных этапов: измерения временных и амплитудных параметров ЭЭГ, интерпретации результатов измерения. Для выполнения данной лабораторной работы необходимо произвести первый этап.

Измерение временных параметров ЭЭГ осуществляется следующим образом:

1. Измеряется длина временной метки на распечатке ЭЭГ.
2. На ЭЭГ выделяются групповые колебания, которые представляют собой однородные по частоте участки ЭЭГ.
3. На однородном участке откладывается отрезок, соответствующий длине временной метки.
4. Производится подсчет количества полных периодов колебаний, входящих в данный отрезок.
5. Единица делится на полученное число. Результатом является частота колебаний.

Для выполнения задания лабораторной работы необходимо: 1) на распечатке ЭЭГ выделить не менее четырех однородных по частоте участков на разных отведениях ЭЭГ; 2) произвести расчет частоты колебаний; 3) из полученных результатов выделить в отдельную группу участки с колебаниями, лежащими в диапазоне частот 8–13 Гц; 4) вычислить среднее арифметическое значение частоты альфа-ритма. Полученные данные использовать при выполнении лабораторной работы.

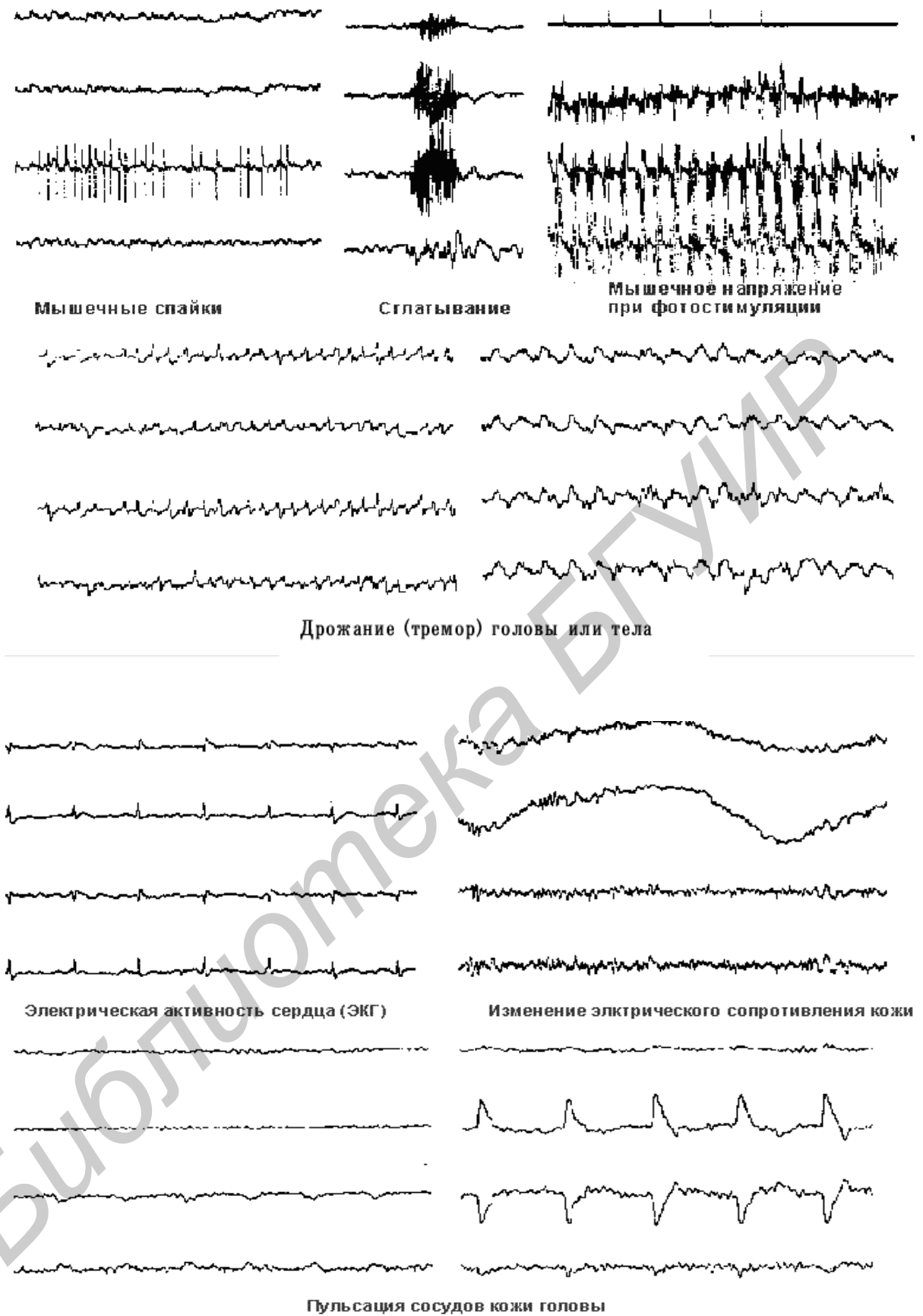
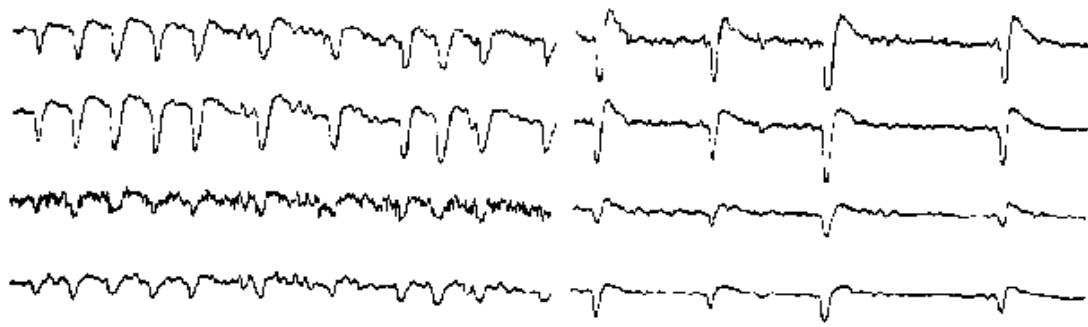


Рис. 2.3. Физиологические артефакты



Движение глазных яблок

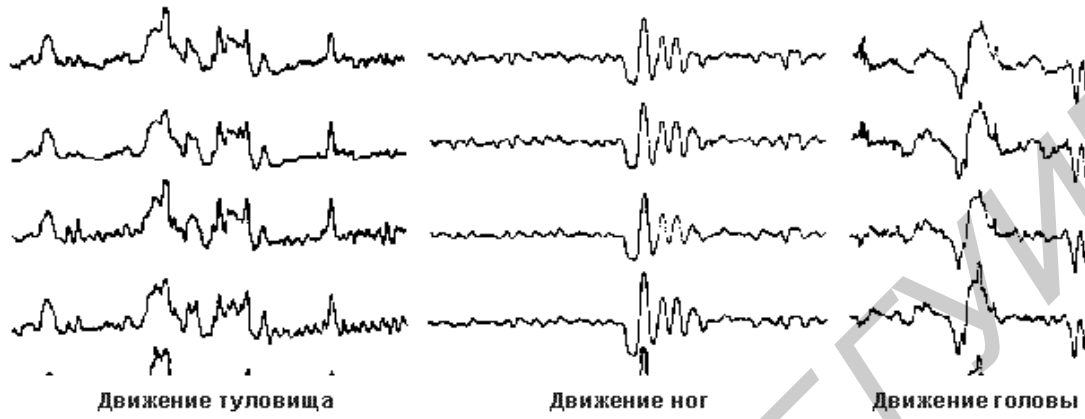
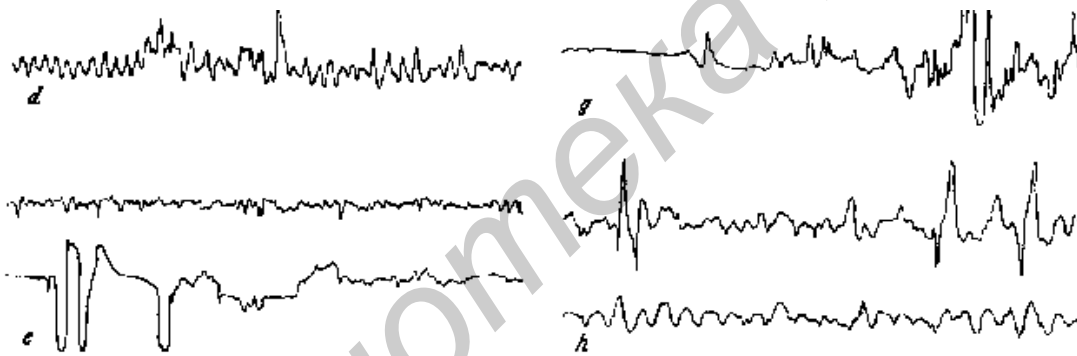


Рис. 2.4. Двигательные артефакты



Плохое крепление электродов или повреждение проводов

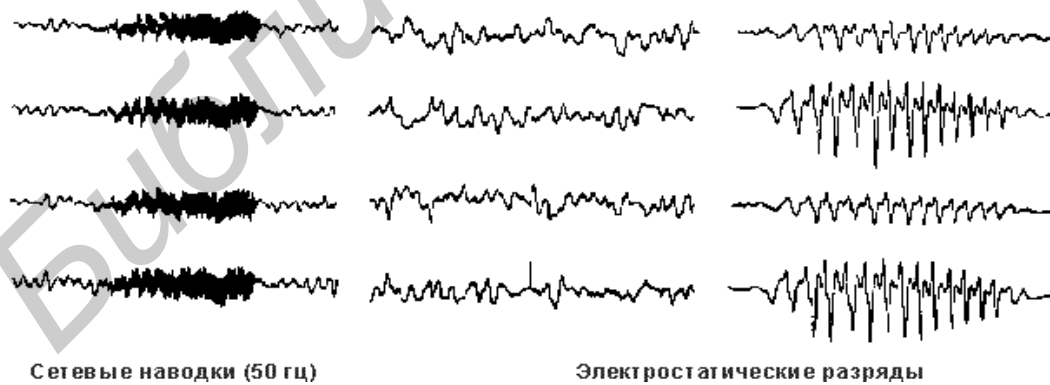


Рис. 2.5. Электродные артефакты

2.6. Комплекс для проведения процедур сопряжённой электронейромиостимуляции

Комплекс состоит из двух аппаратов электростимуляции «Амплипульс-4», устройства многоканальной сопряжённой электронейромиостимуляции (УМСЭНМС) (в дальнейшем – устройство), фотостимулятора ФС-1.

Устройство сопряжённой электронейромиостимуляции составляет ядро комплекса.

Устройство состоит из двух блоков: блока коммутации и блока управления. Структурная схема устройства показана на рис. 2.6.

Блок коммутации осуществляет управление потоками электрических стимулирующих сигналов, а также обеспечивает гальваническую развязку пациента от блока управления. На вход блока коммутации подаются стимулирующие сигналы, которые после преобразования коммутаторами (БК) подаются на электроды пациента.

Блок управления реализует программу процедуры и управляет блоком коммутаторов. Входными данными для блока управления являются: длительность проведения процедуры, время фотостимуляции, длительность электростимуляции, время микропауз, число циклов стимуляции, длительность общей паузы. Выходными сигналами являются сигналы управления фотостимулятором и блоком коммутации.

Блок управления реализован на жёсткой логике и делится на следующие функциональные блоки:

БУК – блок управления коммутаторами – формирует сигналы управления блоком коммутаторов;

ФВФС – формирователь времени фотостимуляции – определяет время фотостимуляции;

ФСУ – формирователь сигналов управления – посылает сигналы управления на фотостимулятор;

ФСВ – формирователь стимулирующего воздействия – определяет время стимуляции;

ФВМП – формирователь времени микропауз – определяет время перерывов между циклами электростимуляции;

СчЦС – счетчик циклов стимуляции – определяет количество циклов стимуляции;

ДСчЦС – дешифратор счетчика циклов стимуляции;

ФОП – формирователь общей паузы – определяет время общей паузы.

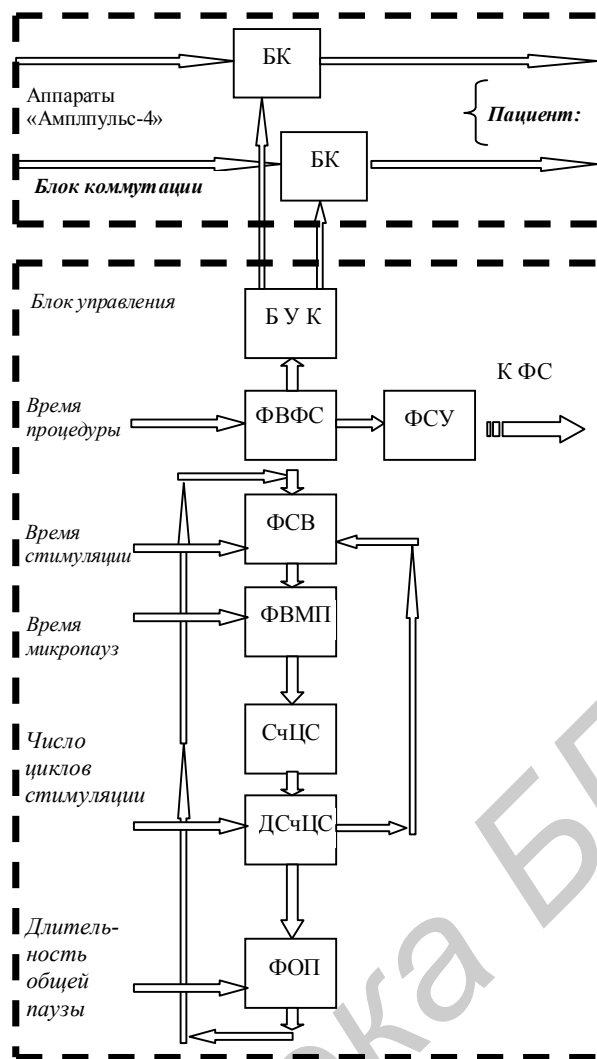


Рис. 2.6. Структурная схема УМСЭНМС

Порядок выполнения работы

1. После изучения теоретической части рассмотреть варианты ЭЭГ здорового и больного человека (см. приложение), определить и исключить артефакты. Классифицировать их по источнику возникновения.

2. Произвести определение временных параметров ЭЭГ согласно п. 2.5.

3. Определить частоту альфа-ритма здорового и больного человека. Сравнить полученные результаты.

4. Включить комплекс.

5. Включить фотостимулятор кнопкой «Сеть», расположенной на задней панели.

6. Включить УМСЭНМС, включив тумблер «Сеть» и нажав кнопку «Сброс».

7. Подключить кабель К концом «общий» к выходу «фотостимулятор» УМСЭНМС, конец «1» кабеля подключить к фотостимулятору ФС-1, конец «2» к измерителю времени согласно рис. 2.7.

8. Получить у преподавателя градуировочный лист (рис. 2.8).

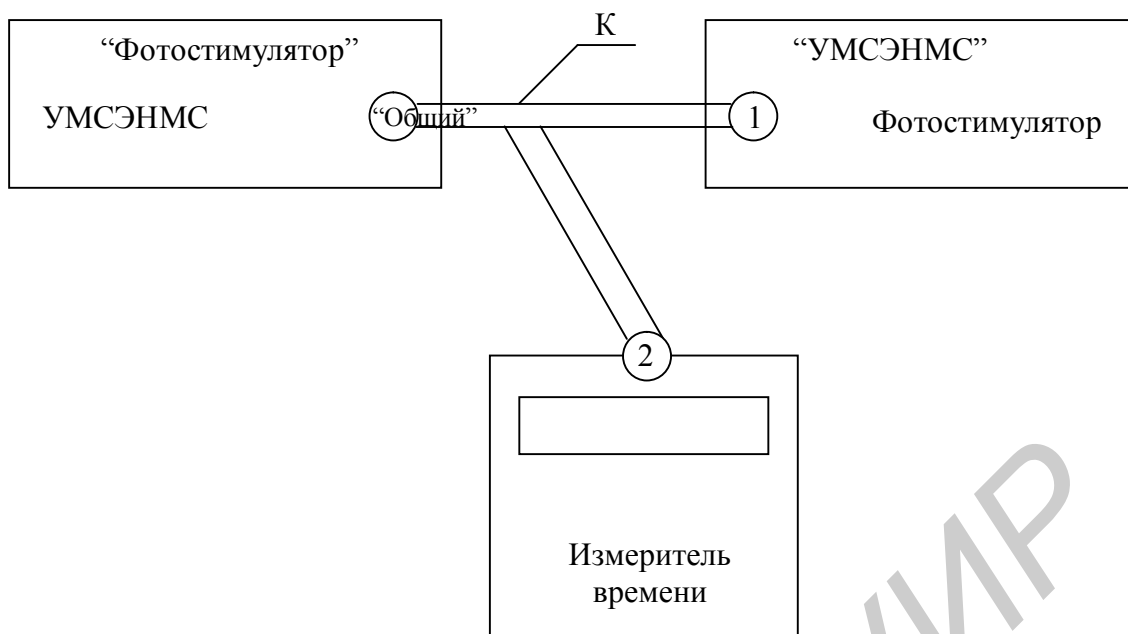


Рис. 2.7. Схема подключения

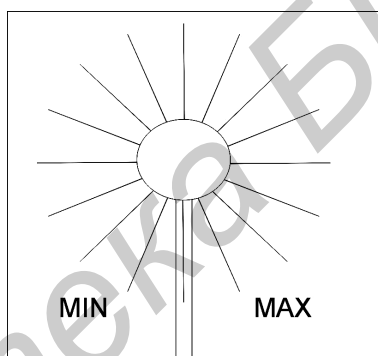


Рис. 2.8. Градуировочный лист

9. Градуировочный лист со шкалой поместить за ручкой регулятора времени фотостимуляции на УМСЭНМС.

10. Установить регулятор в крайнее правое положение, соответствующее максимуму.

11. Измерить длительность периода фотостимуляции (см. инструкцию к устройству измерения времени).

12. Переместить регулятор против часовой стрелки, в положение, соответствующее следующему делению.

13. Повторить пп. 11, 12 несколько раз.

14. Определить цену деления.

15. Используя полученную цену деления, отградуировать шкалу.

16. Приступить к оформлению отчета.

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Структурная схема комплекса.
3. Краткие теоретические сведения.
4. Расчет частоты альфа-ритма здорового и больного пациентов.
5. Отградуированная карточка.
6. Выводы.

Контрольные вопросы

1. Метод электронейростимуляции. Назначение, сущность, порядок проведения процедуры.
2. Электроэнцефалография. Назначение. Способы получения.
3. Классификация спонтанных колебаний биопотенциалов, их частотные характеристики.
4. Диагностические возможности ЭЭГ и артефакты.
5. Артефакты при снятии ЭЭГ. Классификация, характеристики, способы устранения.
6. Функциональные пробы при проведении ЭЭГ.
7. Расшифровка ЭЭГ. Метод измерения временных параметров ЭЭГ.
8. Комплекс для проведения процедур электронейростимуляции. Структурная схема, назначение основных блоков.
9. Входные и выходные сигналы устройства многоканальной сопряженной электронейростимуляции.
10. Методика градуировки прибора.

Литература

1. Гурленя А.М., Багель Г.Е. Физиотерапия и курортология нервных болезней: Практик. пособие. – Мн.: Выш. шк., 1989.
2. Сидорова С.А. Сопряженная многоканальная электронейростимуляция в восстановительном лечении больных постинсультными парезами. Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Курск, 1997.
3. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура: Учеб. пособие. – М.: Медицина, 1981. – 344 с.

Лабораторная работа № 3

АППАРАТУРА ДЛЯ ФРАНКЛИНИЗАЦИИ И АЭРОИОНОТЕРАПИИ

1. Цель работы

Изучить способы франклинизации и аэроионотерапии, принципы построения генераторов отрицательных аэроионов, исследовать распределение концентрации аэроионов от различных физических факторов.

2. Теоретические сведения

2.1. Методики проведения процедур франклинизации и аэроионотерапии

Одной из первых электролечебных процедур был «электростатический душ», или франклинизация, при которой больной помещался в постоянное электрическое поле между электродами с высокой разностью потенциалов (30–40 кВ), получаемой с помощью электрической машины. Процедура сохранила свое значение до нашего времени. Изменился только источник высокого напряжения.

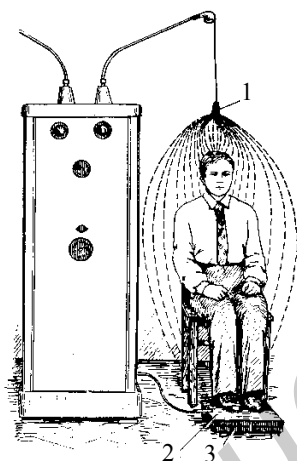


Рис. 3.1. Схема проведения процедуры общей франклинизации

Франклинизация проводится в виде общей или местной процедуры [1]. При общем воздействии (рис. 3.1) пациент усаживается на стул, касаясь ногами (при снятой обуви) металлического листа 2, соединенного с одним из полюсов источника высокого напряжения. Над головой больного устанавливается второй электрод 1 в виде звезды или полусферы, усаженный остриями и соединенный с другим полюсом источника высокого напряжения.

В аппаратах для франклинизации прежних выпусков полярность электродов могла выбираться по желанию и пациент вместе с ножным электродом изолировался от земли с помощью подставки 3. В современных аппаратах на головной электрод подается отрицательный потенциал и ножной электрод заземляется. Это соответствует установившейся методике проведения процедур и исключает накопление на пациенте статических зарядов, создающих неприятные искры при случайном касании пациента.

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.

Лечебное применение аэроионов – аэроионотерапия является самостоятельным методом лечения.

Аэроионы образуются за счет потери электрона внешней орбитой ионизируемого атома или молекулы (в основном азота) и связывания электрона

нейтральным атомом или молекулой (в основном кислорода). Вокруг образующихся при ионизации ионов сосредоточиваются нейтральные молекулы газа. В результате образуются так называемые «легкие» аэроионы с радиусом порядка 10–4 мкм. При соединении легких ионов с мельчайшими твердыми и жидкими частичками, 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.

Аэроионы характеризуются подвижностью – скоростью перемещения (в сантиметрах на секунды) в электрическом поле напряженностью 1 В/см. Подвижность легких аэроионов составляет 0,5–2 см²/В·с, тяжелых – в тысячу раз меньше. Важное значение имеет коэффициент униполярности аэроионов, т.е. отношение количества положительных аэроионов в единице объема воздуха к количеству отрицательных аэроионов. В естественных условиях в нижних слоях атмосферы в 1 см² содержится от сотен до тысячи легких аэроионов и от сотен до десятков тысяч тяжелых. Количество тяжелых аэроионов увеличивается с запыленностью и с отрицательной стороны характеризует гигиеническое состояние атмосферы. Коэффициент униполярности легких аэроионов для нижних слоев атмосферы составляет 1,1–1,2, что объясняется вертикальным перемещением отрицательных ионов из-за влияния отрицательного заряда земли.

2.2. Физиологическое и лечебное действие аэроионов

Физиологическое и лечебное действие отрицательных аэроионов кислорода связано с влиянием их на внешний и внутренний электрообмен [2].

Внешний электрообмен осуществляется благодаря действию отрицательных аэроионов на кожные покровы и слизистые оболочки. На этом основано лечение алопеции, экземы, угревой болезни, псориаза. Образовавшиеся в коже из аэроионов химически активные соединения стимулируют местные метаболические процессы, вызывают расширение артериол и усиление локального кровотока, усиливают рост волос, запускают процессы иммуногенеза. Химически активные соединения вызывают гибель микроорганизмов на поверхности кожи, активируют дифференцировку клеток эпидермиса и ускоряют заживление ран, а также изменяют тактильную и болевую чувствительность.

Внутренний электрообмен осуществляется в легких между заряженными частицами воздуха и электрической системой организма. Газообмен происходит в альвеолах легких, поверхность которых у взрослого человека составляет 100 м² и превышает площадь тела в 50 раз. Клетки кровеносных капилляров и клетки стенок альвеол отделяют кровь от альвеолярного воздуха. Именно на этой «громоздкой территории» и осуществляется газообмен. Облегчает его малый диаметр капилляров легких, позволяющий эритроцитам проходить только поодиночке, соприкасаясь со стенками этих сосудов.

Система «воздух–кровь» обеспечивает диффузию отрицательных аэроионов из воздуха в кровь. Поглощая отрицательные аэроионы, все жидкие среды организма (лимфа, кровь, межклеточная жидкость) становятся элект-

тростатическими коллоидами. Учитывая то, что кровь омывает все органы и ткани организма, она обогащает их отрицательными зарядами, уменьшает их разрядку (предотвращает потерю электрического заряда). Это приводит к стабилизации протоплазмы, уменьшает ее коагуляцию с переходом из золя в гель.

Потеря клеткой отрицательного заряда ведет к нарушению метаболических процессов и развитию целого ряда заболеваний. Отрицательные аэроионы оказывают снотворное, успокаивающее действие, снижают утомляемость, увеличивают работоспособность, сокращают время отдыха, повышают выносливость при недостатке кислорода, повышают защитные силы организма.

Отрицательные аэроионы кислорода вызывают важные в физиологическом отношении изменения:

- нормализуют артериальное давление (при гипертонии артериальное давление понижается, при гипотонии – повышается);
- углубляют и урежают дыхание;
- повышают аппетит и улучшают процессы пищеварения;
- положительно влияют на форменные элементы крови;
- понижают скорость оседания эритроцитов;
- понижают концентрацию сахара и холестерина в крови;
- повышают электрический потенциал тканей.

Все вышеперечисленные эффекты отрицательных аэроионов связаны с электрообменом, который влияет на физико-химические процессы, происходящие в организме.

Отрицательные аэроионы стимулируют и нормализуют метаболические процессы в организме. Ускорение биохимических реакций в организме связано с отдачей электронов тканями: отрицательные аэроионы являются донаторами (носителями) электронов.

Весьма важным считается влияние аэроионов на систему гемостаза. Отрицательные аэроионы усиливают процессы тромбообразования при кровотечениях. В то же время отрицательные аэроионы кислорода обладают противотромботическим, противосвертывающим и противоатеросклеротическим действием.

Старение организма сопровождается потерей отрицательного заряда отдельными клетками организма. Это приводит к снижению эластичности кожи, уменьшению ее толщины, появлению морщин, дряблости кожи. Замедлить процесс старения организма можно, если постоянно подпитывать организм отрицательными аэроионами. Старение организма замедляется и за счет вышеописанного противотромботического и противоатеросклеротического действия аэроионов, что способствует предотвращению развития инсультов, инфарктов, атеросклероза. Улучшая реологические свойства крови, отрицательные аэроионы увеличивают электрораспор между форменными элементами крови. Старение организма связывают также с избытком свободных радикалов, повреждающих макромолекулы клеток (ДНК, РНК, белки) и клеточных мембран, усилением процессов перекисного окисления липидов. От-

рицательные аэроионы уменьшают содержание в крови свободных радикалов и стимулируют ее антиоксидантную активность.

Отрицательные аэроионы тормозят рост микробов в питательных средах. Эти данные позволили выдвинуть метод аэроионной очистки воздуха от бактерий и патогенных микробов и использовать аэроионотерапию при лечении инфекционных заболеваний.

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 поверхности верхних дыхательных путей и передаются в кровь и лимфу.

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 см³ воздуха должно содержаться несколько сотен тысяч ионов [3]. В зависимости от производительности генератора, которая указывается в его паспорте, может быть рассчитана необходимая длительность процедуры.

2.3. Электроэффлювиальные генераторы

По принципу действия генераторы аэроионов подразделяются на следующие:

1. Электроэффлювиальные, основанные на создании высокой напряженности электрического поля около находящегося под напряжением металлического острия.

2. Радиоактивные, основанные на ионизирующем действии альфа- или бета-излучения радиоактивных изотопов (в аэроионизаторе Штейнбока бета-излучение протетия-147).

3. Гидроаэроионизаторы, основанные на баллоэлектрическом эффекте, заключающемся в образовании при разбрызгивании воды отрицательно заряженных капелек (гидроаэроионы).

4. Термические ионизаторы, использующие термоэлектронную эмиссию раскаленных металлов (например, нихромовая проволока, нагретая до желто-белого каления, т.е. примерно до 1200 °С, и находящаяся под отрицательным потенциалом, составляющим несколько сотен вольт).

5. Фотоионизаторы, обеспечивающие ионизацию воздуха помещения за счет действия на него ультрафиолетового излучения. Наибольшее применение из перечисленных получили электроэффлювиальные и гидроаэроионизаторы.

6. Ультрафиолетовые аэроионизаторы. Ультрафиолетовый свет ионизирует воздух, но при этом в воздухе образуется большое количество озона, обладающего онкогенным действием.

Создать повышенную концентрацию аэроионов отрицательного знака в помещении можно с помощью различных типов аэроионизаторов. Но аэроионизатор не должен создавать:

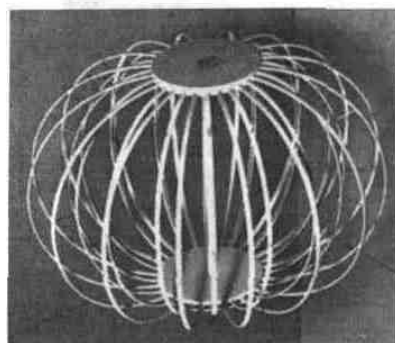
- высокочастотного электромагнитного или постоянного пульсирующего поля с длиной волны, оказывающей вредное действие на организм;
- радиоактивных излучений;

- ультрафиолетового излучения, озона и азотистых соединений;
- металлической пыли любой дисперсности;
- частиц воды, пара или влажности, лежащей вне зоны физиологического комфорта (40–60% относительной влажности);
- температуры окружающего воздуха большей, чем температура зоны гигиенического комфорта.

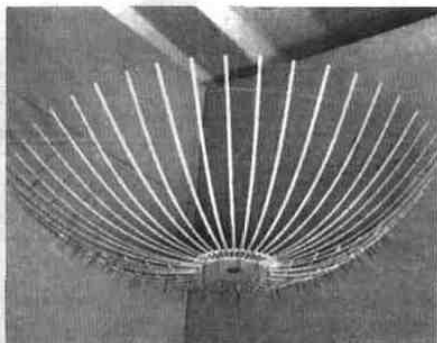
В настоящее время наиболее широко используются электроэффлювиальные генераторы. При их применении имеется опасность возникновения электрических разрядов. Различают дуговой, искровой и коронный электрический разряды. При дуговом и искровом разряде высокой интенсивности вместе с аэроионами кислорода в воздухе образуется озон и окись азота. При использовании коронного разряда образования в воздухе этих соединений не происходит. Электрическое поле создается между двумя электродами, разнесенными на расстояние более метра. Если на электрод с малым радиусом кривизны подать отрицательный потенциал, то на его остриях резко возрастает отрицательный заряд. Если напряжение будет высоким, то это приведет к эмиссии электронов с острия в воздух. Повышая напряжение на электродах, увеличивают эмиссию электронов в воздушное пространство.

Следует отметить, что не все серийно выпускаемые аэроионизаторы вырабатывают отрицательные аэроионы кислорода. Аэроионизаторы включают в себя высоковольтный источник отрицательного напряжения и электроэффлювиальный излучатель. Выходное напряжение источника составляет 20–30 кВ. Конструктивно аэроионизаторы выполняют в настольном и потолочном вариантах. В настольном варианте излучатель расположен внутри корпуса и движение аэроионов осуществляется путем принудительной вентиляции. При этом радиус действия до 1,5–2 м. При использовании потолочного излучателя движение аэроионов осуществляется за счет естественной конвекции воздуха, а площадь аэроионизации определяется высотой расположения и габаритами излучателя и может составлять несколько десятков квадратных метров. Некоторые из вышеперечисленных аэроионизаторов изображены на рис. 3.2.

Некоторые аппараты аэроионификации не только обогащают воздух легкими отрицательными ионами, но и очищают воздух жилых и рабочих помещений от пыли, табачного дыма, пыльцы растений, спор плесневых грибов, бактерий, запахов. Загрязненный воздух протягивается вентилятором через входную решетку, и предфильтр захватывает наиболее крупные частички пыли. Чистый воздух очищается от неприятных и резких запахов, проходя через сорбционный фильтр.



"Элион-132Ш" (Шар)



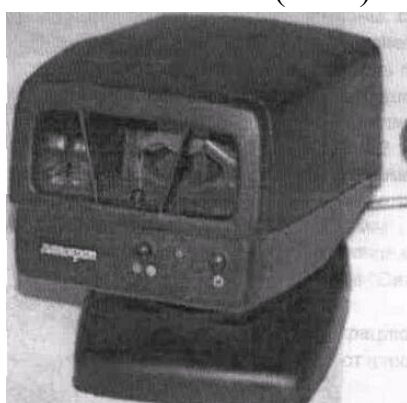
"Элион-132" (Зонт)



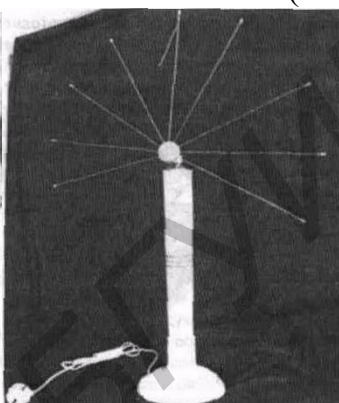
"Элион-132Г (Глобус)



"Мальм-Аэрон"



"Гиппократ"



"Эффлювион"

Рис. 3.2. Аэроионизаторы настольного и потолочного типов

Уровень отрицательных аэроионов в помещении и эффективность аэроионотерапии определяются расстоянием между аэроионизатором и человеком. Концентрация отрицательных аэроионов кислорода определяется с помощью аэроионометров.

Структурная схема генератора аэроионов представлена на рис. 3.3. Сигнал с задающего генератора поступает на первичную обмотку повышающего трансформатора. Со вторичной обмотки усиленный сигнал поступает на умножитель, являющийся одновременно и выпрямителем, который формирует постоянное высокое напряжение, поступающее на излучатель.

Задающие генераторы реализуются по следующим схемам: схема с низковольтным блоком питания, схема без низковольтного блока питания.

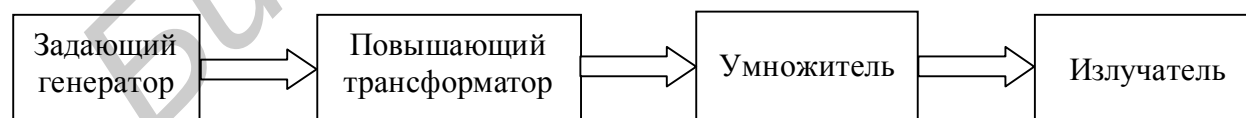


Рис. 3.3. Структурная схема генератора аэроионов

Схема генератора без низковольтного блока питания приведена на рис. 3.4. При прохождении положительной полуволны конденсатор С1 заряжается. При изменении полярности сигнала тиристор VS1 открывается и С1 разряжается через первичную обмотку повышающего трансформатора Тр1. Усиленный сигнал разряда (несколько киловольт) со вторичной обмотки по-

ступает на умножитель-выпрямитель, собранный по стандартной схеме (конденсаторы C2-C5, диоды VD3-VD6). С выхода умножителя высокое напряжение отрицательной полярности (десятки киловольт) через ограничительный резистор R3 поступает на излучатель. Резистор R3 предназначен для ограничения тока в случае касания пациентом излучателя.

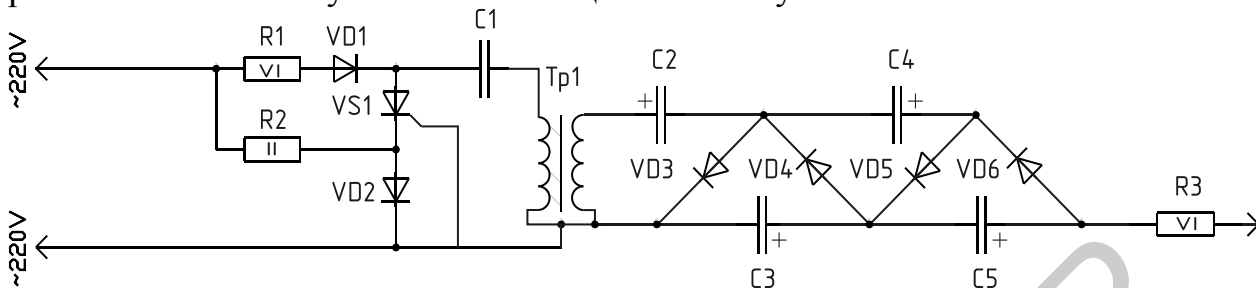


Рис. 3.4. Схема аэроионизатора без низковольтного блока питания

К положительным качествам схемы можно отнести ее простоту и отсутствие сетевого трансформатора. Отрицательным моментом является пульсирующее напряжение 50 Гц на выходе умножителя, возникающее из-за большой скважности сигнала (разряд конденсатора C1 происходит достаточно быстро). Это приводит к пульсации концентрации аэроионов. Избежать данных недостатков схем позволяет использование генератора синусоидального напряжения, питающегося от низковольтного источника питания. Пример такой схемы приведен на рис. 3.5.

В этой схеме генератор собран на транзисторе VT1. Питание генератора осуществляется от блока питания, собранного на трансформаторе T1, диодном мосте VD1, стабилизаторе напряжения DA1, сглаживающих конденсаторах C2, C7. Время работы генератора задается таймером, собранным на микросхемах DD1 и DD2. Синусоидальный сигнал с генератора поступает на повышающий трансформатор, со вторичной обмотки которого напряжение поступает на умножитель E1, собранный по стандартной схеме. Далее, через ограничительный резистор R9, высокое отрицательное напряжение подается на излучатель E2.

Достоинствами устройства являются стабильное выходное высокое напряжение с малыми пульсациями, наличие встроенного таймера, определяющего оптимальный режим работы. К недостаткам следует отнести более высокую конструктивную сложность ввиду наличия низковольтного блока питания, более высокий коэффициент трансформации.

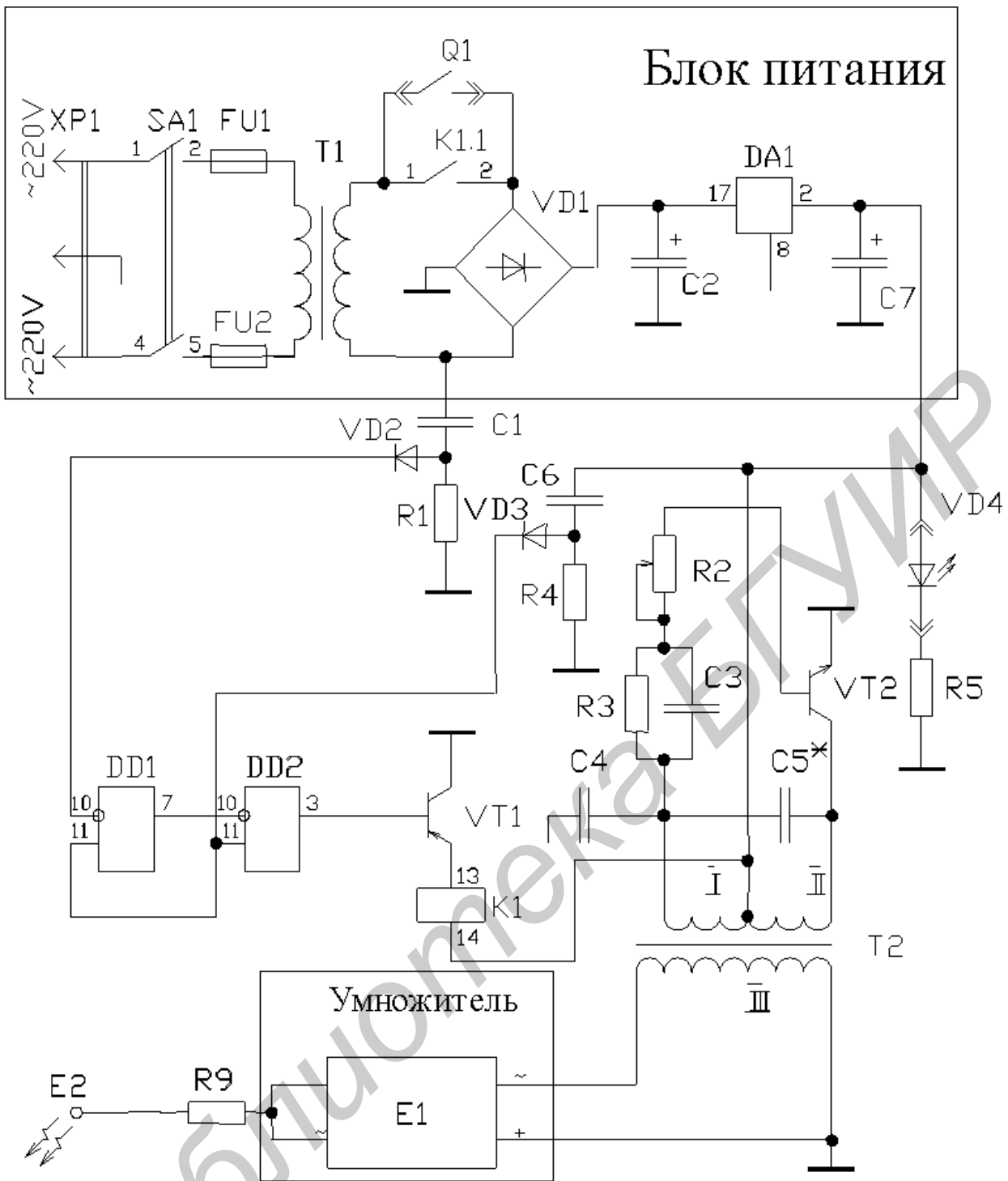


Рис. 3.5. Схема аэроионизатора с низковольтным блоком питания

3. Практическая часть

3.1. Описание лабораторного макета

Система генерации легких отрицательных аэроионов (рис. 3.6) состоит из блока питания (БП), генератора (ГЕН), повышающего трансформатора (Тр), умножителя напряжения (УН), ограничителя тока R_0 и излучателя (И).

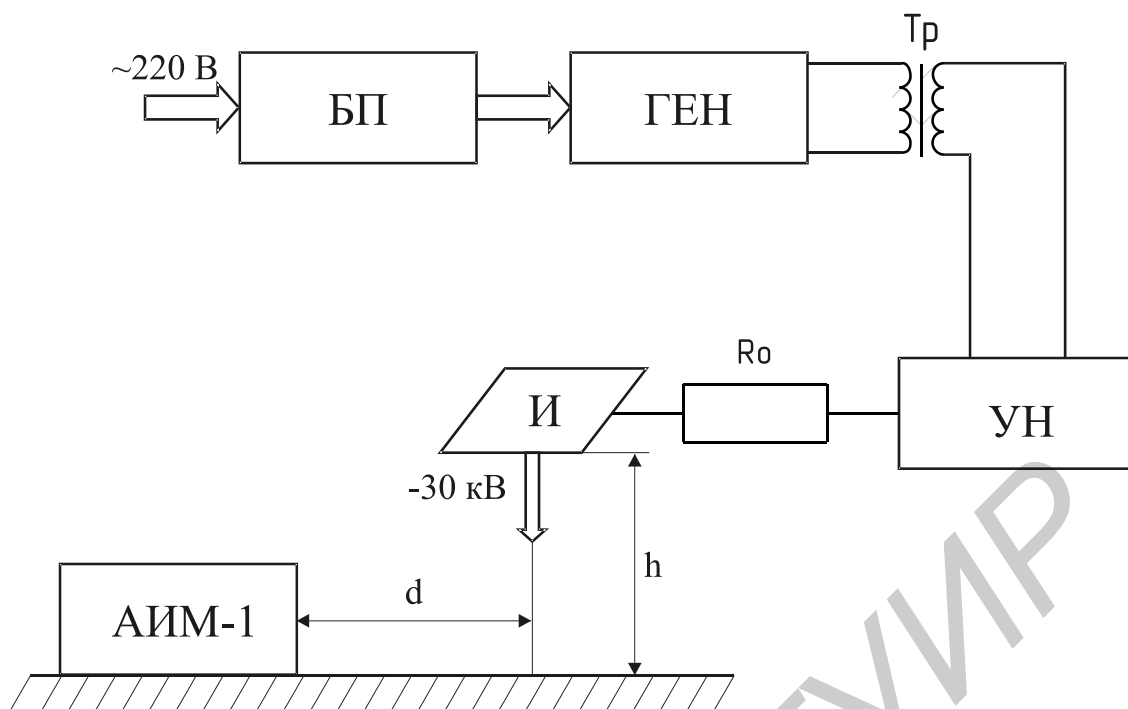


Рис. 3.6. Схема лабораторной установки

Генератор данного устройства выполнен на одном транзисторе. При включении устройства запускается генератор, периодический сигнал с которого поступает на первичную обмотку повышающего трансформатора. Трансформатор имеет коэффициент трансформации $K \gg 1$. Высокое напряжение со вторичной обмотки поступает на выпрямитель-умножитель, выполненный по стандартной схеме. Постоянное отрицательное напряжение с выхода умножителя через схему ограничения тока поступает на излучатель. Схема ограничения тока предназначена для обеспечения безопасности путем ограничения выходного тока в случае касания излучателя человеком. Излучатель представляет собой диэлектрическое основание с электрически связанными иглами для создания потока отрицательно заряженных аэроионов.

Основные технические данные устройства генерации отрицательных аэроионов: питание генератора осуществляется от сети 220 В, 50–60 Гц; ток потребления – не более 0,05 А; напряжение на электродах излучателя – 25–30 кВ.

3.2. Порядок выполнения работы

1. Подготовить лабораторный макет и измеритель АИМ-1 к работе.
 - 1.1. Ознакомиться с устройством лабораторного макета.
 - 1.2. Эксплуатация АИМ-1:
 - проверить наличие заземления прибора;
 - подключить прибор к сети ~ 220 В;
 - включить диапазон (коэффициент) соответственно измеряемой физической величине;
 - включить питание прибора (нижняя кнопка на панели);

– удалиться от аэроионметра на расстояние, которое еще позволяет читать цифры на индикаторах и ожидать стабилизацию показаний (около одной минуты);

– регистрировать показания с периодом, предусмотренным планом исследования.

2. Получить зависимость концентрации аэроионов в помещении после включения устройства от расстояния d до люстры при различных напряжениях на излучателе.

2.1. Проветрить помещение. Включить лабораторный макет и аппарат АИМ-1.

2.2. Производить замеры концентрации аэроионов на расстояниях $d = 1, 2$ и 3 м от проекции центра излучателя каждые 5 мин на протяжении 40 мин.

2.3. Построить графики зависимостей $C/C_{\max}(t)$, для каждого значения d (C , ион/см³, – концентрация аэроионов в данный момент времени в данной точке; C_{\max} , ион/см³, – максимальная концентрация аэроионов для заданного d).

3. Получить концентрационные профили аэроионизатора, т.е. снять зависимости концентрации аэроионов от высоты h и расстояния d до излучателя.

3.1. Произвести замеры концентрации аэроионов на расстояниях $d = 50, 100, 150 \dots 300$ см от проекции центра излучателя на высотах $h = 150, 170$ и 230 см от излучателя.

3.2. Построить графики зависимости $C(d)$, ион/см³, для каждого значения h , см.

4. Подготовить отчет и занести в него данные.

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Схема лабораторной установки.
3. Графические зависимости и концентрационные профили.
4. Зона эффективного действия излучателя.
5. Выводы.

Контрольные вопросы

1. Процедура общей франклинизации.
2. Скорость перемещения легких и тяжелых аэроионов.
3. Физика образования аэроионов.
4. Физиологическое действие аэроионов.
5. Лечебное действие аэроионов.
6. Способы генерации аэроионов.

7. Схема электроэффлювиального генератора без низковольтного блока питания.
8. Схема электроэффлювиального генератора с низковольтным блоком питания.
9. Требования, предъявляемые к генераторам аэроионов.

Литература

1. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура: Учеб. пособие. – М.: Медицина, 1981. – 344 с.
2. Чижевский А.Л. Аэроионификация в народном хозяйстве. – М.: Госпланиздат, 1960. – 760 с.
3. Санитарные правила и нормы аэроионизации воздушной среды производственных и общественных помещений. – Мн., 1998. – 15 с.
4. Новаковский Л.А., Улащик В.С., Лосицкий Е.А. Аэроионотерапия: новые возможности старого метода // Здоровоохранение. – 2002. – № 11. – С. 21–28.
5. Мещеряков А.Ю., Федотов Ю.А. Проблемы оценивания аэроионного состояния среды обитания // Приборы и системы управления. – 1998. – № 11. – С. 75–79.

Лабораторная работа № 4

АППАРАТ ДЛЯ ВНУТРИСОСУДИСТОГО ЛАЗЕРНОГО ОБЛУЧЕНИЯ КРОВИ (ВЛОК) И ЧРЕСКОЖНОЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ

1. Цель работы

Изучить устройство, конструкцию и принцип работы аппарата для внутрисосудистого лазерного облучения крови (ВЛОК) и чрескожной лазерной терапии, гелий-неонового лазера (ГНЛ), основные характеристики и особенности распространения излучения в оптических волокнах (ОВ), исследовать мощность излучения, условия освещения и параметры ОВ.

2. Теоретические сведения

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

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

Квантовая электроника изучает методы усиления и генерации электромагнитных колебаний с использованием вынужденного излучения квантовых систем. Атом и молекула могут находиться в стационарных состояниях. В этих состояниях они не излучают и не поглощают энергии. При квантовых переходах атомы и молекулы скачкообразно переходят из одного стационарного состояния в другое, с одного энергетического уровня на другой. Изменение состояния атомов связано с энергетическими переходами электронов. В молекулах энергия может изменяться не только из-за электронных переходов, но и вследствие изменения колебаний атомов и переходов между вращательными уровнями. При переходах с более высоких энергетических уровней на нижние атом отдаёт энергию, при обратных переходах – поглощает. Атом в основном состоянии способен только поглощать энергию. Различают два типа квантовых переходов: без излучения и поглощения электромагнитной энергии, с излучением или поглощением фотона. При вынужденном (индуцированном) излучении число переходов, совершаемых в секунду, зависит от числа фотонов, попадающих в вещество за это же время, т.е. от интенсивности света. Вынужденные переходы будут определяться заселенностью соответствующих возбуждённых энергетических состояний. Индуцированное излучение тождественно падающему во всех отношениях, в том числе и по фазе, следовательно, можно говорить о когерентном усилении электромагнитной волны. Для отдельной частицы равновероятны вынужденное поглощение, если частица находится в основном состоянии, и излучение, если частица возбуждена. Следовательно, даже если число возбуждённых частиц в веществе равно числу невозбуждённых, усиления падающей электромагнитной волны не будет. На самом деле в обычном состоянии вещества число невоз-

буждённых частиц больше, чем на каком-либо возбуждённом уровне, т.е. условия для усиления волны ещё хуже. Распределение частиц по энергетическим уровням описывается законом Больцмана, который графически совместно с энергетическими уровнями показан на рис. 4.1.

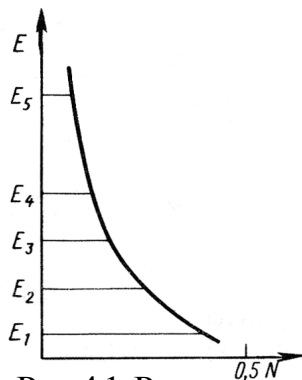


Рис. 4.1. Распределение частиц по энергетическим уровням

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

соответствующие частицы или специально возбуждая частицы, например, светом или электрическим разрядом. Явление вынужденного излучения используют в квантовых генераторах (усилителях).

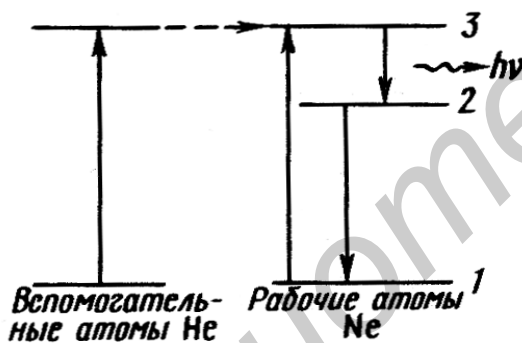


Рис. 4.2. Энергетические уровни атомов He и Ne

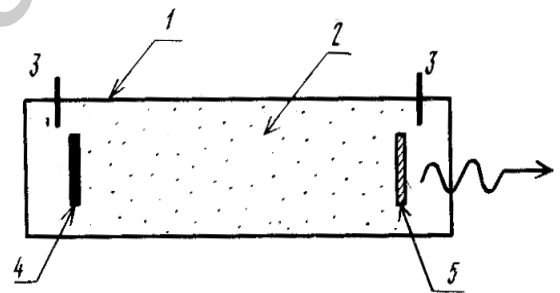


Рис. 4.3. Конструкция ГНЛ

В гелий-неоновых лазерах (ГНЛ) возбуждение (накачка) осуществляется посредством электрического разряда. Излучающими являются атомы Ne, а атомы He играют вспомогательную роль. На рис. 4.2 показаны энергетические уровни атомов He и Ne. При электрическом разряде часть атомов Ne переходит с основного уровня 1 на возбуждённый уровень 3. Для чистого Ne время жизни на этом уровне мало и атомы переходят на уровень 1 или 2, реализуется больцмановское распределение. Для создания инверсной населённости нужно увеличить населенность уровня 3 и уменьшить на уровне 2. Атомы He способствуют увеличению населенности уровня 3. Первый возбуждённый уровень He совпадает с уровнем 3 Ne, следовательно, при соударении возбуждённого атома He с невозбуждённым атомом Ne происходит пе-

редача энергии. Для разгрузки уровня 2 подбирается такой размер газоразрядной трубки, чтобы при соударении с её стенками атом Ne отдавал энергию, переходя с уровня 2 на 1. Так обеспечивается стационарная инверсная населенность уровней 2 и 3 Ne. Основным конструкционным элементом ГНЛ (рис. 4.3) является газоразрядная трубка 1, обычно кварцевая, диаметром около 7 мм. В трубке 2 при давлении 150 Па находится смесь He и Ne в соотношении 10:1. В трубку вмонтированы электроды 3 для создания газового разряда. На концах трубки расположены плоско-параллельные зеркала 4 и 5, одно из них (5) полупрозрачное.

Фотоны, возникающие при вынужденном излучении, в зависимости от направления их движения либо вылетают из боковой поверхности трубки, либо, многократно отражаясь от зеркал, сами вызывают вынужденные переходы. Таким образом, пучок, перпендикулярный зеркалам, будет иметь наибольшее развитие и выходит наружу через полупрозрачное зеркало 5. Этот лазер – непрерывного действия. Так как уровни 2 и 3 Ne обладают сложной структурой (на рис. 4.3 не показано), то ГНЛ может работать на 30 длинах волн в области видимого и ИК диапазонов. Зеркала 4 и 5 делают с многослойными покрытиями, и вследствие интерференции создается необходимый коэффициент отражения для заданной длины волны. Так, длина волны излучения красного ГНЛ $\lambda = 632,8$ нм. Применение лазеров основывается на свойствах их излучения: строгая монохроматичность ($\Delta\lambda \approx 0,01$ нм), узость пучка, достаточно большая мощность и когерентность.

2.2. Лазеротерапия: клинические и молекулярно-клеточные механизмы

Низкоинтенсивное лазерное излучение (НИЛИ), получившее в последнее десятилетие широкое применение в клинической практике, используется в медицине в двух основных направлениях: при фотодинамической терапии опухолей, где используется поражающий эффект НИЛИ, и при лечении широкого круга воспалительных заболеваний (стимулирующий эффект). Применение лазерной терапии (ЛТ) при лечении ряда заболеваний позволяет отменить лекарственную терапию. Уровень проявления клинических и фотобиологических действий НИЛИ определяется влиянием многих факторов: мощностью, длиной волны, характером излучения, способом доставки лазерной энергии. В клинической практике используются следующие способы доставки лазерного излучения: внутривенное лазерное облучение крови (ВЛОК), экстракорпоральное воздействие на кровь, подведение ЛИ к патологическому очагу с помощью эндоскопической техники, чрескожное облучение, надвенное воздействие. Наиболее оптимальным в клиническом отношении является метод ВЛОК, при котором происходит непрерывное взаимодействие НИЛИ с компонентами крови: клетками, липопротеинами и белками. В случае накожных способов подведения лазерного излучения уменьшается количество возможных клеток-мишеней НИЛИ, а также за счет действия различных оптических явлений: отражения, светорассеяния и реабсорбции – доля лазерных фотонов, взаимодействующих с акцепторами световой энергии, значительно уменьшается. Вместе с тем применение ВЛОК сопряжено с

определёнными трудностями, ограничивающими широкое применение метода (инвазивность метода, т.е. нарушение целостности кожного покрова; контакт световода с кровью; возможность травмы стенки сосуда; риск скола кончика световода; относительно высокая стоимость световода).

Внедрение ЛТ в клинику идёт в основном эмпирическим путём. Для НИЛИ существует резкая зависимость величины и знака терапевтического эффекта от дозы воздействия и от функционального состояния биологического объекта. Позитивное стимулирующее действие лазерного излучения проявляется, как правило, в достаточно узком интервале доз воздействия, а затем либо исчезает, либо сменяется угнетающим действием. До настоящего времени в достаточной мере не объяснены механизмы воздействия НИЛИ на организм человека, не определена природа эндогенного хромофора лазерного излучения, нет научно обоснованного метода выбора доз облучения при НИЛТ. В клинической практике существует несколько методик выбора доз воздействия для проведения ЛТ. По реакции сосудов микроциркуляторного русла будет установлено, что плотность потока энергии (ППЭ), приводящая к активации микроциркуляторного кровообращения, лежит в пределах до 4 мВт/см^2 (терапевтическая доза); ППЭ, приводящие к обратимым дисфункциям сосудов, – от 4 до 30 мВт/см^2 ; ППЭ, приводящие к необратимым расстройствам микроциркуляции, – свыше 30 мВт/см^2 .

Молекулярно-клеточные механизмы действия ЛИ обсуждаются на уровне гипотез. Основным моментом существующей гипотезы действия ЛИ является установление первичного хромофора – акцептора энергии поглощенного фотона лазерного воздействия и клетки – мишени действия НИЛИ. Для наиболее широко применяемого в медицинской практике ГНЛ с $\lambda = 632,8 \text{ нм}$ хромофорами в красной области спектра могут быть эндогенные порфирины (фотосенсибилизаторы) и их производные, молекулярный кислород, молекулы ферментов-антиоксидантов.

2.3. Распространение световых лучей в оптических волокнах (ОВ), волоконные световоды

В геометрической оптике световые волны изображаются лучами, которые претерпевают изменения на границах раздела сред с разными оптическими свойствами, характеризующимися показателем преломления $n = c/v$, который в общем случае показывает, во сколько раз скорость c распространения света в вакууме больше скорости v распространения света в рассматриваемой среде. Среда, у которой показатель преломления больше, называется оптически более плотной, в противном случае – менее плотной. При падении луча света (световой волны) на границу раздела двух сред, показатели преломления которых соответственно n_1 и n_2 , причем $n_1 > n_2$, появятся отраженные и преломленные волны. В соответствии с законом Снеллиуса углы падения, отражения и преломления связаны следующими соотношениями: $\varphi_{\text{п}} = \varphi_{\text{отр}}$ и $n_1 \sin \varphi_{\text{п}} = n_2 \sin \varphi_{\text{пр}}$, причем если луч переходит из оптически более плотной среды в менее плотную ($n_1 > n_2$), то $\varphi_{\text{пр}} > \varphi_{\text{п}}$. Путем увеличения угла падения можно достичь состояния, при котором преломленный луч будет скользить по границе раздела сред, не переходя в другую среду. Угол падения,

при котором имеет место данный эффект, называется критическим углом полного внутреннего отражения $\varphi_{кр}$. Очевидно, что для всех углов падения, больших критического, будут иметь место только отражения, а преломления будут отсутствовать. Это явление называется полным внутренним отражением, и, поскольку вся мощность светового луча практически полностью возвращается в область более плотной среды, на этом эффекте основан принцип передачи оптического излучения по ОВ.

В общем случае ОВ (рис. 4.4) состоит из сердцевины, по которой происходит распространение световых волн, и оболочки, предназначенной, с одной стороны, для создания лучших условий отражения на границе раздела и сердцевины оболочки, а с другой – для снижения излучения энергии в окружающее пространство. Поверх оболочки для повышения прочности и надежности волокна накладывают первичное защитное упрочняющее покрытие.

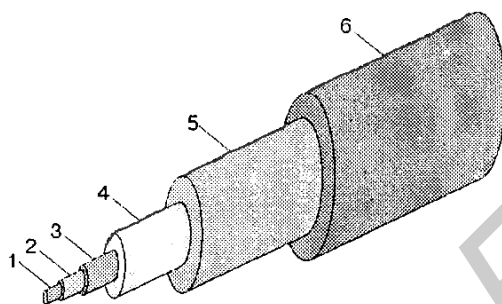


Рис. 4.4. Общий вид типового ОВ:

- 1 – сердцевина; 2 – оболочка; 3 – силиконовое покрытие; 4 – буферная оболочка;
5 – упрочняющая оболочка; 6 – внешняя оболочка

Лучи света распространяются в ОВ при выполнении условий $n_1 > n_2$, в связи с чем для характеристики ОВ используется соотношение, которое принято характеризовать относительной разностью показателей преломления $\Delta = (n_1^2 - n_2^2) / 2n_1^2$ и которое для большинства ОВ равно $\Delta = 10^{-2} \dots 10^{-3}$. При этом если показатель преломления оболочки имеет постоянное значение, то показатель преломления сердцевины может быть либо постоянным, либо изменяться вдоль радиуса по определенному закону. Характер изменения показателя преломления ОВ вдоль радиуса называется профилем показателя преломления. Так, для произвольного степенного изменения профиля показателя преломления закон изменения $n(r)$ по радиусу определяется выражением

$$n(r) = \sqrt{n_1 [1 - 2\Delta(r/R)^q]},$$

где r – текущий радиус; R – радиус сердцевины; n_1 – показатель преломления в центре сердцевины, равный примерно 1,5; $q = \{1, \infty\}$ – показатель степени, определяющий изменение $n(r)$; $\Delta = 0,003 - 0,01$.

Очевидно, что при $q = \infty$ профиль показателя преломления определяется как $n(r) = \begin{cases} n_1 & \text{при } r \leq R \\ n_2 & \text{при } r \geq R \end{cases}$ и соответствует ступенчатому волокну, а при $q = 2$ – волокну с наиболее распространенным параболическим профилем показателя преломления, для которого $n(r) = \sqrt{n_1 [1 - 2\Delta(r/R)^2]}$. Выбор соотношения между

n_1 и n_2 определяется различными факторами в зависимости от назначения и области применения ОВ.

Процесс распространения световых лучей (СЛ) в оптически более плотной среде, окруженной менее плотной, в рамках геометрической оптики показан на рис. 4.5.

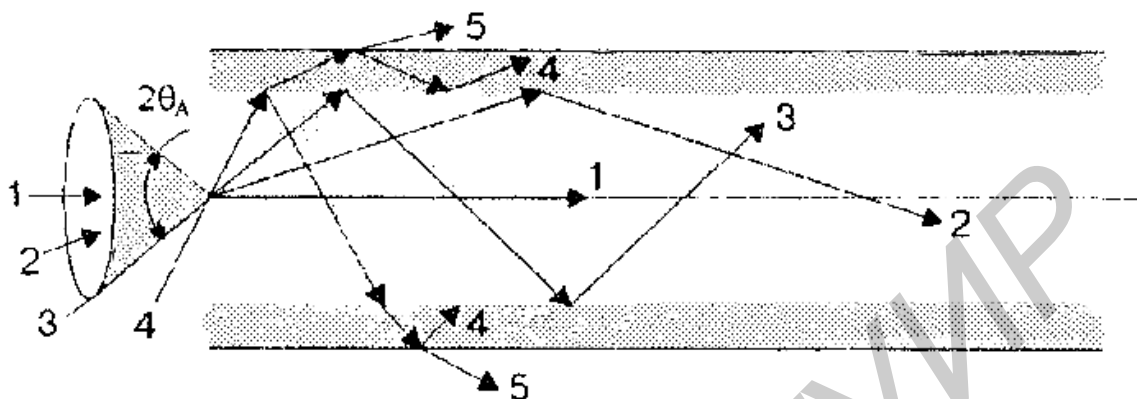


Рис. 4.5. Распространение излучения по ступенчатому и градиентному многомодовому и одномодовому ОВ

При попадании светового излучения на торец ОВ в нем могут распространяться три типа световых лучей: направленные, вытекающие и излучаемые лучи. Наличие и преобладание какого-либо типа лучей определяется углом их падения на границу раздела "сердцевина–оболочка". Очевидно, что при некотором угле падения лучей на торец волокна, угле ввода θ_v оптического излучения в ОВ и их дальнейшем попадании на границу раздела на ней может иметь место полное внутреннее отражение. Те лучи, которые падают на границу раздела под углом $\theta \geq \theta_{кр}$ (лучи 1, 2 и 3), отражаются от нее и вновь возвращаются в сердцевину волокна, распространяясь в ней и не претерпевая преломления. Так как траектории таких лучей полностью расположены внутри среды распространения – сердцевины волокна, они распространяются на большие расстояния и называются направляемыми, являясь основным типом лучей в сердцевине ОВ. Лучи, падающие на границу раздела под углами $\theta < \theta_{кр}$ (лучи 4), носят название вытекающих лучей (лучей оболочки). Достигая границы "сердцевина–оболочка", эти лучи отражаются и преломляются, теряя каждый раз в оболочке волокна часть энергии, в связи с чем исчезают вовсе на некотором расстоянии от торца волокна. Те же лучи, которые излучаются из оболочки в окружающее пространство (лучи 5), носят название излучаемых лучей. Они, как правило, возникают в местах нерегулярностей волокна. Излучаемые и вытекающие волны – это паразитные волны, приводящие к рассеиванию энергии и искажению информационного сигнала. Для обеспечения условия полного внутреннего отражения при распространении световых лучей необходимо обеспечить ввод излучения в торец ОВ под углом, меньшим $\theta_v \leq \theta_A$. Угол θ_A между оптической осью и одной из образующих светового конуса – лучей, падающих в торец ОВ, для которых в дальнейшем выполняется условие полного внутреннего от-

ражения, носит название «апертура ОВ». Физически апертура характеризует эффективность ввода оптического излучения в ОВ, а для ее числовой оценки используется понятие номинальной числовой апертуры NA , значение которой для ступенчатого оптического волокна определяется выражением $NA = n_0 \cdot \sin \Theta_A$, где n_0 – показатель преломления окружающей среды, равный для воздуха $n_0 = 1$.

В соответствии с законом Снеллиуса $n_0 \cdot \sin \Theta_A = n_1 \cdot \sin(\pi/2 - \Theta_{кр})$ и, учитывая, что $\Theta_{кр} = \arcsin(n_1/n_2)$, выражение для номинальной числовой апертуры примет вид $NA = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} \approx n_1 \sqrt{2\Delta}$.

С увеличением разности показателя преломления сердцевины и оболочки значение NA возрастает и, следовательно, улучшается эффективность ввода излучения в ОВ.

Для градиентных ОВ вводится понятие локальной числовой апертуры, $NA(r) = \sqrt{n_1^2(r) - n_2^2}$, которая показывает, что максимальный угол ввода оптического излучения в этом случае определяется тем, в какой точке сердцевины волокна находится вершина конуса; иными словами, захват волокном вводимого луча света зависит от того, в какой точке сердцевины он вводится в градиентное волокно. Для ОВ с параболическим профилем показателя преломления числовая апертура определяется выражением $NA = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$.

В ОВ могут распространяться два типа волн, называемых модами: симметричные продольные E_{nm} и H_{nm} , у которых по одной продольной составляющей, и несимметричные волны, имеющие одновременно по две продольные составляющие, одна из которых EH_{nm} – с преобладанием электрической составляющей E_z и другая HE_{nm} – с преобладанием магнитной составляющей H_z . Индекс n означает число изменений поля по периметру ОВ, а индекс m – число изменений поля по диаметру.

Одной из основных характеристик одномодового волокна является распределение *модового поля*, определяемого еще как *модовое пятно*, диаметр которого в случае гауссова луча равен ширине кривой распределения амплитуды оптического поля на уровне $1/e$ или ширине кривой распределения оптической мощности (интенсивности) в точке $1/e^2$. Коэффициент затухания α ОВ в общем виде равен $\alpha = \alpha_n + \alpha_p + \alpha_{пр} + \alpha_k + \alpha_{ик}$, где α_n связан с потерями на диэлектрическую поляризацию и зависит от материала ОВ.

$\alpha_n = 8,69 \frac{\pi \cdot n}{\lambda} \text{td}\delta$, где n – показатель преломления; $\text{td}\delta$ – тангенс угла диэлектрических потерь в ОВ. Потери на рассеяние (рэлеевские) определяют нижний предел потерь, который с увеличением длины волны уменьшается: $\alpha_p = K_p / \lambda^4$, где K_p – коэффициент рассеяния (для кварца $0,8 \text{ мкм}^4 \text{ дБ/км}$); $\alpha_{пр}$ – коэффициент затухания, выражает присутствие в ОВ примесей; α_k – доплеровские потери за счет деформации, изгибов. Потери на поглощение в инфракрасной области $\alpha_{ик} = C \cdot e^{-\kappa/\lambda}$, где C и κ – постоянные коэффициенты (для кварца $C = 0,9$; $\kappa = (0,7 \dots 0,9) \cdot 10^6 \text{ м}$).

Пропускную способность для передачи информации определяет дисперсия волокна. Дисперсия – это рассеивание во времени спектральных или модовых составляющих оптического сигнала, которое приводит к увеличению длительности импульса оптического излучения при распространении его по ОВ и определяется разностью квадратов длительностей импульсов на выходе и входе ОВ $\tau = \sqrt{\tau_{\text{ВЫХ}}^2 - \tau_{\text{ВХ}}^2}$, где значения $\tau_{\text{ВЫХ}}$ и $\tau_{\text{ВХ}}$ определяются на уровне половины амплитуды импульсов на выходе и входе. Дисперсия не только ограничивает частотный диапазон ОВ, но и существенно снижает дальность передачи сигналов, так как чем длиннее линия, тем больше увеличение длительности импульсов.

Полоса пропускания ОВ определяется коэффициентом широкополосности $\Delta f = 1/\tau$ (МГц·км).

Согласно ГОСТ 26793-85 «Компоненты ВОСПИ. Система условных обозначений» все ОВ подразделяются на группы – по типу распространяющегося излучения, на подгруппы – по типу профиля показателя преломления и на виды – по материалу сердечника и оболочки.

Различают следующие группы ОВ (рис. 4.6): многомодовое (М), одномодовое без сохранения поляризации излучения (Е) и одномодовое с сохранением поляризации излучения (П). При этом группа многомодовых делится на две подгруппы: со ступенчатым (С) и градиентным (Г) профилями показателя преломления. В зависимости от материалов сердцевин и оболочки ОВ подразделяются на следующие виды: 1) сердцевина и оболочка кварцевые; 2) сердцевина кварцевая, а оболочка полимерная; 3) сердцевина и оболочка из многокомпонентного стекла; 4) сердцевина и оболочка из полимерного материала; 5) прочие.

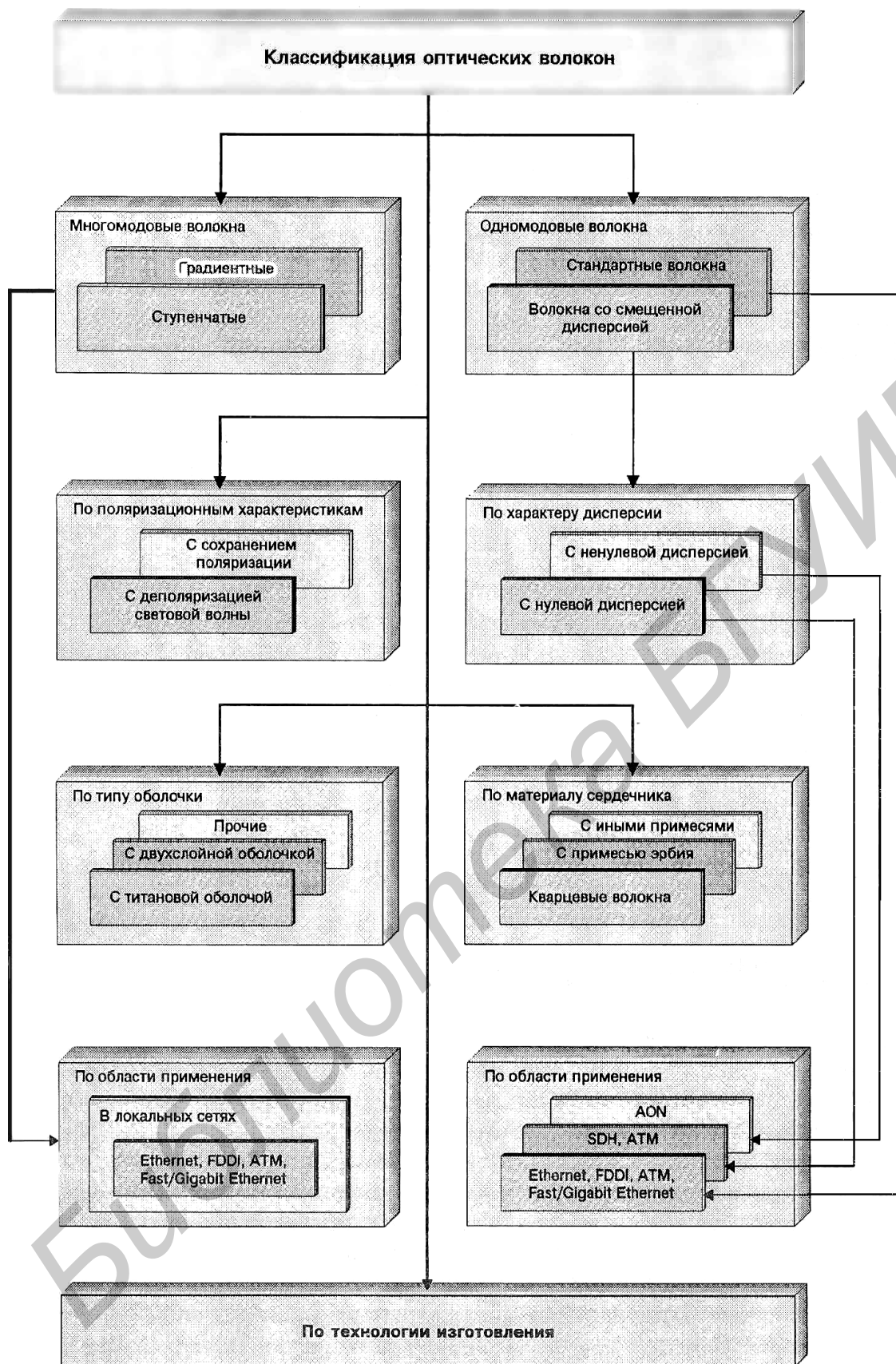


Рис. 4.6. Классификация оптических волокон

Для характеристики геометрии излучения лазеров обычно используется гауссова модель излучения, а в случае световодов и ламп накаливания – модель ламбертовского источника вследствие того, что как электрическое поле

E , так и концентрация мощности P (облученность) соответствуют классической функции Гаусса (рис. 4.7).

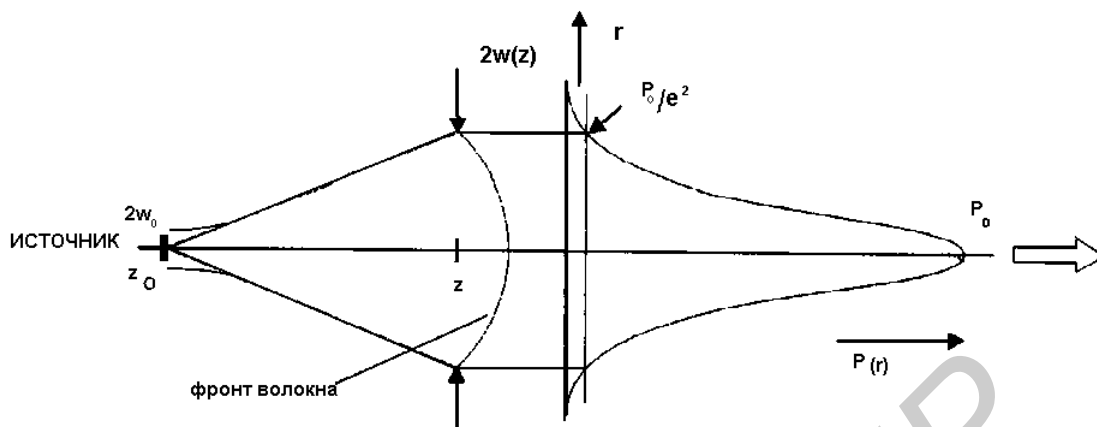


Рис. 4.7. Схема освещения гауссовым пучком

$$E(r, z) = E_0(z) \exp[-r^2 / w^2(z)]; \quad P(r, z) = P_0(z) \exp[-2r^2 / w^2(z)],$$

где z – расстояние в направлении распространения луча; r – радиальное расстояние от оси z , на котором концентрация мощности снижается в $1/e^2$, а электрическое поле в $1/e$ раз, от соответствующих максимальных значений; E_0 – электрическое поле по оси z (В/М); P_0 – концентрация мощности (облученности по оси); $w(z)$ – ширина волнового фронта и

$$w(z)^2 = w_0^2 \left[1 + (\lambda \cdot z / \pi \cdot w_0^2)^2 \right].$$

2.4. Измерение мощности на выходе стандартного одномодового волокна с ортогональной торцевой поверхностью

Распределение мощности в дальней зоне одномодового волокна пред-

ставляется гауссовым пучком $P(z) = P_0 \cdot e^{-\frac{2r^2}{w(z)^2}}$.

При условии освещения в дальней зоне $|z| \gg a$, где $a = \pi \cdot w_0^2 / \lambda$ длина перетяжки (параметр, определяющий область перетяжки гауссова пучка), применимо освещение сферической волной. В этом случае выражение, описывающее ширину волнового фронта освещающего гауссова пучка

$w(z) = w_0 \left(1 + \frac{z^2}{a^2} \right)^{\frac{1}{2}}$, принимает следующий вид: $w = \lambda \cdot z / \pi \cdot w_0$.

Числовая апертура волокна для гауссова пучка определяется углом, при котором фотодиод теряет 5% общей мощности излучения, поэтому соответ-

ствующий радиус фотодиода равен $r_d = z \cdot \frac{N_a}{\sqrt{1 - N_a^2}}$.

Тогда эффективность соединения можно представить в виде одноимен-

ного коэффициента $\xi = 1 - e^{-\frac{2r_d^2}{w(z)^2}}$. При замене r_z на z , что соответствует число-

вой апертуре оптического волокна при 5% потерь мощности за пределами фотодиода, профиль гауссова луча примет вид $w = 0.817 \cdot z \cdot NA$

Так, если радиус фотодиода равен 2,5 мм, расстояние между концом волокна и фотодиодом – 8 мм, а числовая апертура одномодового волокна равна 0,3, эффективность соединения составит 96%, определяя тем самым ограничения апертуры для данной конфигурации измерителя мощности.

Плотность мощности излучения (терапевтическая доза облучения при чрескожной лазерной терапии) $P_{\text{и}}$ соответственно будет рассчитываться из выражения $P_{\text{и}} = \frac{P(z)}{S} = \frac{P(z)}{\pi \cdot r_a^2}$, где S – площадь освещаемой зоны; r_a – радиус фотодиода.

3. Конструкция и принцип работы прибора

3.1. Назначение

Структурно-функциональная схема аппарата для ВЛОК и чрескожной лазерной терапии представлена на рис. 4.8. На рис. 4.9 приведена схема облучателя для проведения чрескожной терапии.

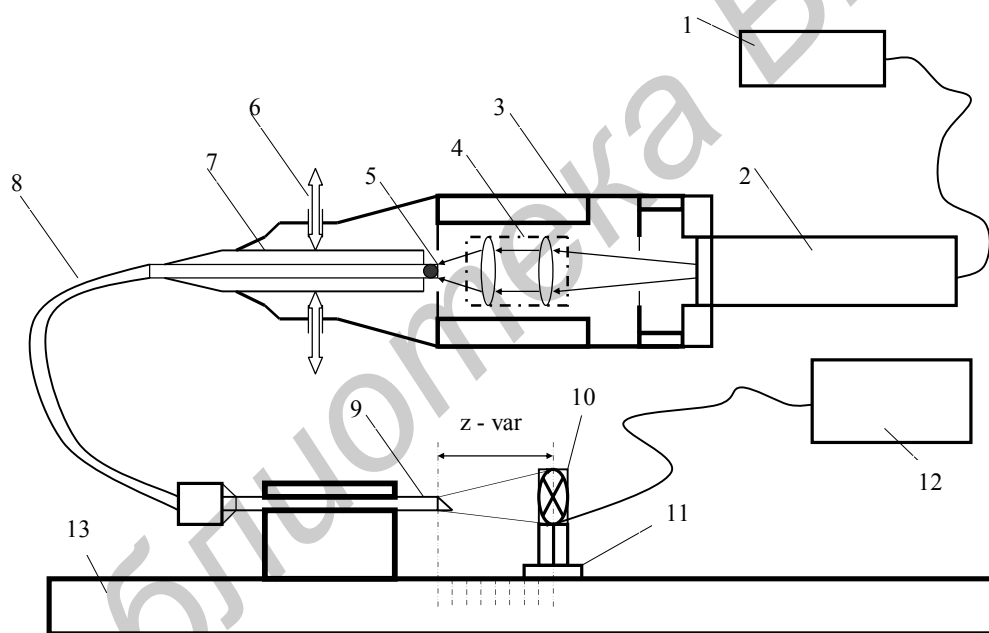


Рис. 4.8. Экспериментальная установка для измерения мощности на выходе оптоволоконного аппарата ВЛОК и ЧСК лазерной терапии:

- 1 – блок питания лазера; 2 – He-Ne лазер; 3 – гильза; 4 – объектив; 5 – торец световода;
- 6 – юстировочные винты; 7 – игла; 8 – световод; 9 – игла; 10 – фотодатчик; 11 – устройство перемещения; 12 – устройство регистрации; 13 – станина с линейкой

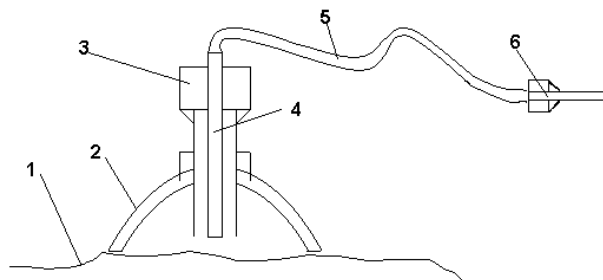


Рис. 4.9. Схема облучателя для проведения чрескожной терапии:

1 – поверхность кожи; 2 – гильза; 3 – зажимная гайка;
4 – игла излучающая; 5 – световод; 6 – игла приемная

Аппарат предназначен для проведения ВЛОК и чрескожной лазерной терапии путем подведения с помощью ОВ лазерного излучения в кровь пациента, чрескожного воздействия на болевые точки, проведения надвенозного облучения и рефлекторных точек акупунктуры и зон Захарьина–Геда при лечении широкого спектра заболеваний в условиях медицинских учреждений.

Аппаратом проводится лечение заболеваний нервной системы, опорно-двигательного аппарата, кожного покрова, внутренних болезней и т.д.

3.2. Технические данные

Источник когерентного излучения аппарата – одномодовый гелий-неоновый лазер типа ЛГН-208А. Длина волны лазерного излучения $\lambda = 632,8$ нм. Максимальная мощность излучения ГНЛ типа ЛГН-208А равна 2 мВт. Расходимость лазерного излучения составляет $1,85 \pm 0,3$ мрад. Диаметр пучка – 0,4 мм. В качестве световода применяется одномодовое оптическое волокно типа СВО 2-085-К2. ГХО.735.113. ТУ. Расстояние от торца облучающего световода до поверхности исследуемого объекта 1 мм.

Аппарат работает при питании от однофазной сети переменного тока с напряжением $220 \text{ В} \pm 10\%$ и частотой $(50 \pm 0,5)$ Гц. Время установления рабочего режима не превышает 20 мин с момента включения аппарата в сеть. Аппарат обеспечивает непрерывную работу в течение 8 ч.

3.3. Устройство и принцип работы

Описание конструкции

Аппарат состоит из источника лазерного излучения ГНЛ типа ЛГН-208А (рис. 4.8) и двух сменных световодных облучателей, которые соединяются с ГНЛ с помощью устройства ввода-вывода излучения.

Корпус устройства ввода-вывода излучения выполнен из алюминиевого сплава и снабжен четырьмя юстировочными винтами, с помощью которых осуществляется перемещение световода перпендикулярно оптической оси объектива.

Для совмещения торца световода с фокусом объектива и обеспечения таким образом наибольшего ввода энергии лазерного излучения в световод может осуществляться осевая подвижка иглы.

Принцип работы

Излучение от источника лазерного излучения ГНЛ типа ЛГН-208А ($\lambda = 632,8$ нм) подается на входной торец световода, закрепленного в гильзе устройства ввода-вывода излучения (рис. 4.8). При юстировке пучок, идущий вдоль оси объектива, может смещаться перпендикулярно оси путем вращения юстировочных винтов.

С выходного торца световода излучением с заданной степенью расходимости освещается участок кожного покрова при проведении надвенного облучения, облучения рефлекторных точек акупунктуры и зон Захарьина–Геда, при чрескожном воздействии на болевые точки.

Время проведения процедуры при чрескожной лазерной терапии определяется величиной плотности мощности излучения ($\text{мВт}/\text{см}^2$) на выходном конце световода.

Для проведения внутрисосудистого лазерного облучения крови (ВЛОК) применяется световодный облучатель (рис. 4.9), выходной конец световода которого вставляется для проведения процедуры в иглу, вводимую в локтевую вену пациента при ВЛОК-терапии.

Время проведения процедуры при ВЛОК определяется мощностью излучения на выходном конце световода (мВт).

Порядок выполнения работы

1. Изучить теоретические сведения.
2. Включить аппарат и убедиться в работоспособности схемы по наличию генерации лазерного излучения. Схема проведения измерений представлена на рис. 4.8.
3. Время установления рабочего режима ГНЛ типа ЛГН-208А составляет 20 мин с момента включения аппарата в сеть.
4. Измерить мощность лазерного излучения P на выходе световодного облучателя при условии, что радиус фотоприемника $r_d \approx Z \cdot NA$ (п. 2.4). Измерить z и r_d . Рассчитать числовую апертуру ОВ и эффективность соединения ξ (п. 2.4).
5. Рассчитать геометрические параметры оптической схемы при освещении гауссовым лучом. Определить профиль w , ширину w_0 и длину перетяжки a гауссова пучка.
6. Рассчитать плотность мощности лазерного излучения P_n на выходе световодного облучателя в соответствии с п. 2.4.
7. Измерить мощность лазерного излучения P на выходе световодного облучателя при изменении расстояния z . Построить зависимость P и w от изменения расстояния z .

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Схема измерения.
3. Данные измерения мощности излучения P на выходе одномодового волокна и графики зависимости P от расстояния z .
4. Данные расчета параметров ОВ.
8. Данные расчета геометрических параметров оптической схемы при освещении гауссовым лучом: профиль w , ширина w_0 и длина перетяжки a гауссова пучка, зависимость $w(z)$ от расстояния z .
9. Результаты расчета плотности мощности лазерного излучения $P_{\text{и}}$ на выходе световодного облучателя.
10. Выводы.

Контрольные вопросы

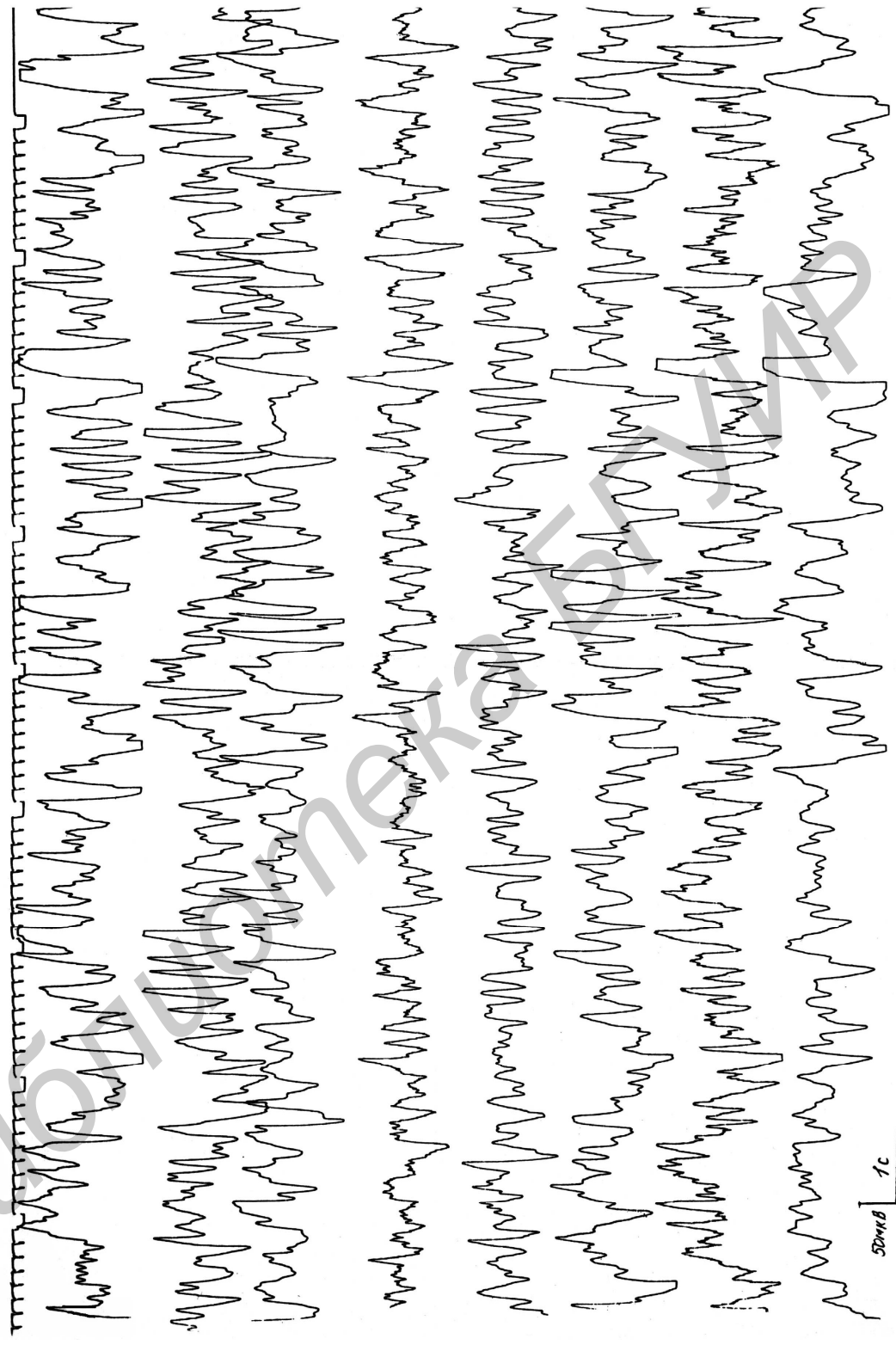
1. Оптический квантовый генератор, устройство и принцип действия гелий-неонового лазера.
2. Лазеротерапия: клинические и молекулярно-клеточные механизмы.
3. Распространение световых лучей в оптических волокнах.
4. Волоконные световоды.
5. Освещение объекта гауссовым пучком.
6. Измерение мощности на выходе стандартного одномодового волокна с ортогональной торцевой поверхностью.
7. Конструкция и принцип работы аппарата ВЛОК и чрескожной лазерной терапии.

Литература

1. Шальб П.Г., Катаев М.И., Захарченко А.Я. Низкоинтенсивное лазерное облучение крови при инфаркте миокарда // Сов. медицина. – 1990. – № 3.
2. Гримбатов В.М. Современная аппаратура и проблемы низкоинтенсивной лазерной терапии // Применение лазеров в биологии и медицине. – Киев, 1996. – С. 123–127.
3. Иванов А.Б. Волоконная оптика: Компоненты, системы передачи, измерения. – М.: Компания «Сайрус Системс», 1999. – С. 671.

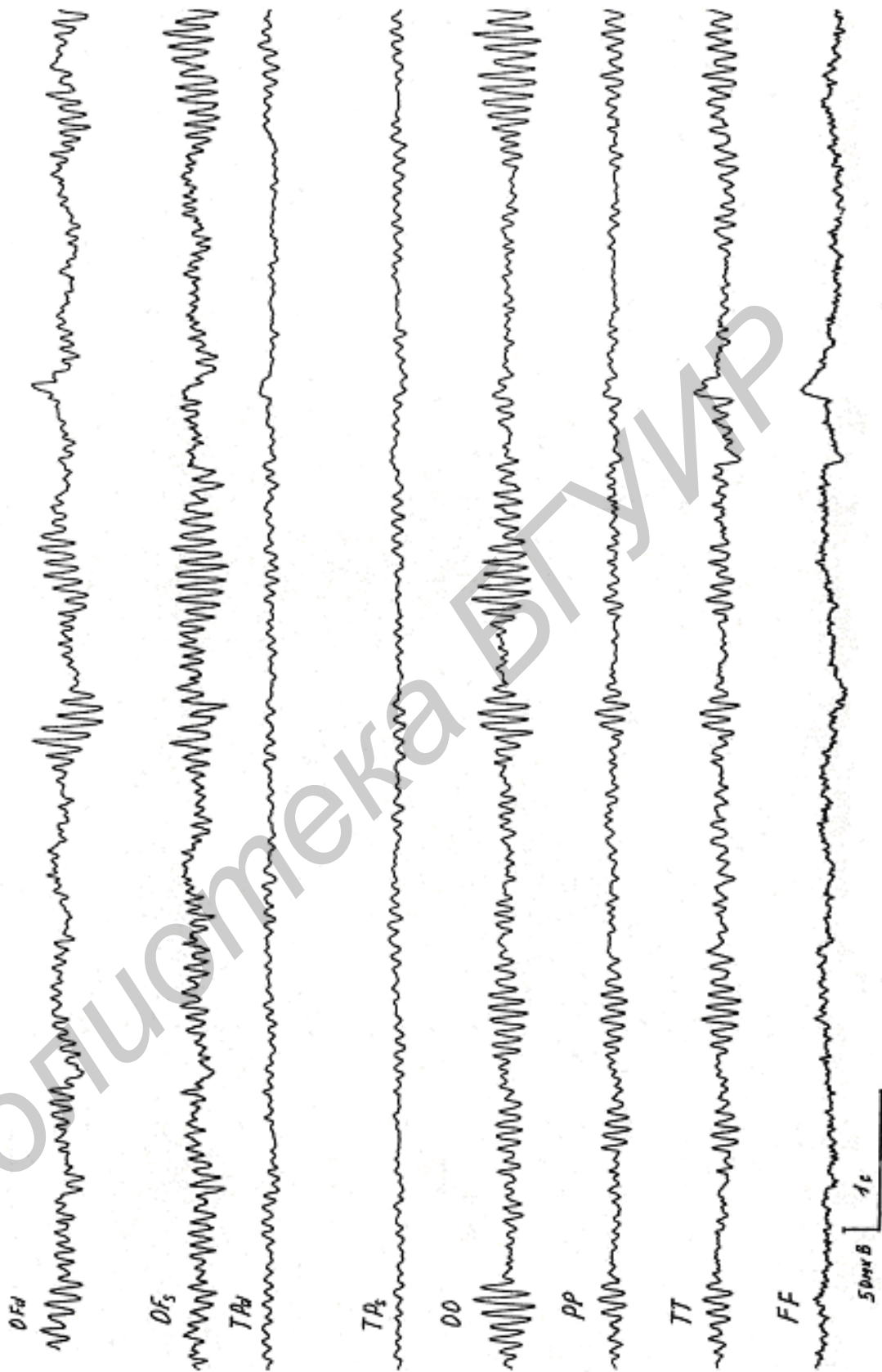
МИДВИНТЕР ДЖ. Э. ВОЛОКОННЫЕ СВЕТОВОДЫ ДЛЯ ПЕРЕДАЧИ ИНФОРМАЦИИ. – М.: РАДИО И СВЯЗЬ, 1983. – С. 386. ПРИЛОЖЕНИЕ

Обобщенные изменения ЭЭГ взрослого человека



ОКОНЧАНИЕ ПРИЛОЖЕНИЯ

ЭКГ в пределах нормы (16 лет)



Учебное издание

**Дик Сергей Константинович,
Кракаевич Сергей Викторович,
Осипов Анатолий Николаевич и др.**

Техника реабилитации больных и инвалидов

ЛАБОРАТОРНЫЕ РАБОТЫ

для студентов специальности
«Медицинская электроника»
дневной и заочной форм обучения

Редактор Т.А. Лейко
Корректор Е.Н. Батурчик
Компьютерная верстка Т.В. Шестакова

—
Подписано в печать 11.06.2003.
Печать ризографическая.
Уч.-изд. л. 3,1.

Формат 60x84 1/16.
Гарнитура «Таймс».
Тираж 100 экз.

Бумага офсетная.
Усл. печ. л. 3,37.
Заказ 98.

Издатель и полиграфическое исполнение:

Учреждение образования
«Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники».
Лицензия ЛП № 156 от 30.12.2002.
Лицензия ЛВ № 509 от 03.08.2001.
220013, Минск, П. Бровки, 6.