

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ  
ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ  
ОРЛОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ  
КАЛУЖСКИЙ МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКИЙ ЛАЗЕРНЫЙ ЦЕНТР  
САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ  
ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ, МЕХАНИКИ И ОПТИКИ

А.В. Дунаев, А.Р. Евстигнеев,  
Е.В. Шалобаев

## **ЛАЗЕРНЫЕ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА**

Под редакцией К.В. Подмастерьева

*Рекомендовано УМО по образованию в области радиотехники,  
электроники, биомедицинской техники и автоматизации  
в качестве учебного пособия для студентов высших учебных  
заведений, обучающихся по направлению подготовки  
дипломированных специалистов  
653900 «Биомедицинская техника» и направлению подготовки  
бакалавров и магистров 553400 «Биомедицинская инженерия»*

Орел 2005

УДК 615.849.19(075)  
ББК 53.54я7  
Д83

Рецензенты:

Профессор, доктор физико-математических наук  
*А.К. Горбунов*

Доктор медицинских наук  
*Ю.А. Белый*

**Д83** Дунаев А.В. **Лазерные терапевтические устройства** / А.В. Дунаев, А.Р. Евстигнеев, Е.В. Шалобаев / Под ред. К.В. Подмастерьева: Учебное пособие. – Орел: ОрелГТУ, 2005. – 143 с.

В предлагаемом пособии рассмотрены основные применяемые методы низкоинтенсивной лазерной терапии и типовые функциональные схемы лазерных терапевтических устройств на их основе. Особое внимание уделяется созданию лазерных аппаратов нового поколения, предусматривающих введение обратных связей между пациентом и аппаратом, придание аппаратуре ряда диагностических функций, автоматизации процесса лечения. Часть определенных наработок в этом направлении изложена в настоящем пособии. Кроме того, уделено внимание вопросам метрологии, унификации и стандартизации аппаратуры для низкоинтенсивной лазерной терапии.

УДК 615.849.19(075)  
ББК 53.54я7

**ISBN 5-93932-089-9**

© ОрелГТУ, 2005  
© Дунаев А.В., Евстигнеев А.Р.,  
Шалобаев Е.В., 2005

## СОДЕРЖАНИЕ

Введение .....	5
1 Биофизические основы воздействия низкоинтенсивного лазерного излучения на человека .....	7
1.1 Основные эффекты взаимодействия лазерного излучения с биологическими тканями.....	7
1.2 Проблемы контроля и дозиметрии лазеротерапии.....	15
1.2.1 Основные вопросы контроля и развитие дозиметрии лазеротерпии.....	15
1.2.2 Потери энергии лазерного излучения на отражение.....	21
1.2.3 Потери энергии лазерного излучения в коже .....	25
2 Методы низкоинтенсивной лазерной терапии и принципы построения на их основе лазерных терапевтических устройств.....	38
2.1 История развития и основные принципы низкоинтенсивной лазерной терапии.....	38
2.2 Метод сканирующей лазеротерапии и сканирующие лазерные стимуляторы.....	46
2.3 Метод лазерной хронотерапии в режиме биоуправления и лазерная биоуправляемая аппаратура.....	58
2.4 Метод лазерной биофотометрии и лазерная терапевтическая аппаратура с биофотометром.....	80
2.5 Метод контроля поглощаемой в эпидермисе мощности излучения и принцип построения на его основе лазерного терапевтического устройства.....	98
2.6 Метод сочетанного воздействия – магнито-инфракрасно-лазерной терапии и принципы построения аппаратуры для МИЛ-терапии.....	109
2.7 Принципы построения лазерных терапевтических аппаратов с контролем выходных параметров.....	119

2.8 Метод лазеротерапии «ультразвуковыми частотами» и принцип построения «ультразвуковых лазеров».....	124
2.9 Метод фитолазерофореза и его аппаратная реализация.....	130
3 Вопросы метрологии, унификации и стандартизации аппаратуры для лазерной терапии.....	134
3.1 Вопросы метрологии аппаратуры для лазерной терапии.....	134
3.1.1 Особенности лазерной терапевтической аппаратуры как объекта метрологического обеспечения.....	134
3.1.2 Некоторые аспекты основных технических решений метрологического обеспечения лазерной терапевтической аппаратуры...	136
3.1.3 Фотометр, дозиметр и индикатор - назначение, особенности, область применения.....	140
3.1.4 Пара «излучатель-приемник» – основная специфика метрологического обеспечения лазерной терапевтической аппаратуры...	142
3.2 Вопросы унификации аппаратуры для лазерной терапии.....	145
3.2.1 Основные задачи унификации.....	145
3.2.2 Методологические задачи.....	146
3.2.3 Технические задачи.....	153
3.2.4 Организационно-технические задачи.....	155
3.3 Вопросы стандартизации аппаратуры для лазерной терапии.....	157
3.3.1 Основные задачи стандартизации в лазерной медицине.....	157
3.3.2 Единство методов и средств лечения в лазерной терапии.....	159
Литература .....	161

## ВВЕДЕНИЕ

В медицине коррекция здоровья немыслима без физиотерапевтических методов воздействия на человеческий организм, предусматривающих использование различных лечебных факторов электромагнитной природы [1]. Среди них особое место занимает низкоинтенсивное лазерное излучение (НИЛИ) благодаря таким специфическим свойствам излучения, как: фиксированная длина волны (монохроматичность), когерентность, упорядоченность в ориентации векторов напряженности электрических и магнитных полей световой волны (поляризация), малая расходимость пучка (высокая направленность), высокая энергетическая интенсивность. Кроме того, глубина проникновения лазерного излучения в биообъект для ближнего инфракрасного диапазона достигает 50 мм (при длине волны 0,95 мкм доходит 0,1 % мощности) [2]. Указанные свойства НИЛИ позволяют использовать лазерную терапию практически при всех нарушениях гомеостаза, в том числе при лечении ряда внутренних органов [3].

Накопленный к настоящему времени как медицинский, так и технический практический опыт подтверждает, что наиболее эффективные и распространенные аппараты лазерной терапии обладают достаточно близкими характеристиками, являющимися действующим лечебным фактором. При этом круг этих характеристик ограничен. К основным из них относятся следующие:

- спектральный диапазон (длины волн излучения);
- режимы излучения (непрерывный, импульсный, модулированный);
- энергетический диапазон (мощность излучения);
- частотный диапазон для импульсного и модулированного излучения;
- временной диапазон (время экспозиции).

Широкое использование лазерной терапии, однако, вызывает по-прежнему многочисленные споры об оптимальных параметрах процедур и

противопоказаниях, поскольку лечебный эффект далеко не всегда возможно воспроизвести или гарантировать. Рекомендуемые значения плотности мощности и дозы в разных руководствах отличаются в сотни и более раз (соответственно от 0,5 до 200 мВт/см<sup>2</sup> и от 0,1 до 120 Дж/см<sup>2</sup>) [4, 5]. Одной из причин этого является отсутствие точных сведений о количестве лазерной энергии, достигающей области, подвергаемой лазерной терапии. Поэтому одной из основных задач данного учебного пособия является рассмотрение наибольшего числа факторов, влияющих на дозиметрию лазерной процедуры, существующих методов и средств контроля и автоматического регулирования ее параметров с использованием обратной связи пациент – аппаратура, а также принципов построения лазерных терапевтических устройств.

Учебное пособие подготовлено коллективом авторов, включая заведующего кафедрой «Приборостроение, метрология и сертификация» Орловского государственного технического университета К.В. Подмастерьева (редактор), старшего преподавателя кафедры «Приборостроение, метрология и сертификация» Орловского государственного технического университета А.В. Дунаева, генерального директора Калужского медико-технического лазерного центра Лазерной Академии Наук РФ А.Р. Евстигнеева, заместителя директора по науке ЗАО НПО «Скала», доцента кафедры мехатроники Санкт-Петербургского государственного университета информационных технологий, механики и оптики (ЛИТМО) Е.В. Шалобаева. При этом А.В. Дунаевым написаны разделы 1, 2.1, 2.3, 2.5-2.7, 2.9; А.Р. Евстигнеевым – разделы 2.4, 2.8, 3 (в соавторстве с А.П. Ромашковым); Е.В. Шалобаевым – раздел 2.2 (в соавторстве с А.В. Ефименко).

Авторы выражают глубокую признательность заведующему кафедрой биомедицинской электроники и охраны среды (БМЭиОС) Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета (ЛЭТИ), д.т.н., профессору Е.П. Попечителеву и к.т.н., доценту Б.И. Чигирёву за ценные замечания при написании рукописи.

# **1 БИОФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ВОЗДЕЙСТВИЯ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА ЧЕЛОВЕКА**

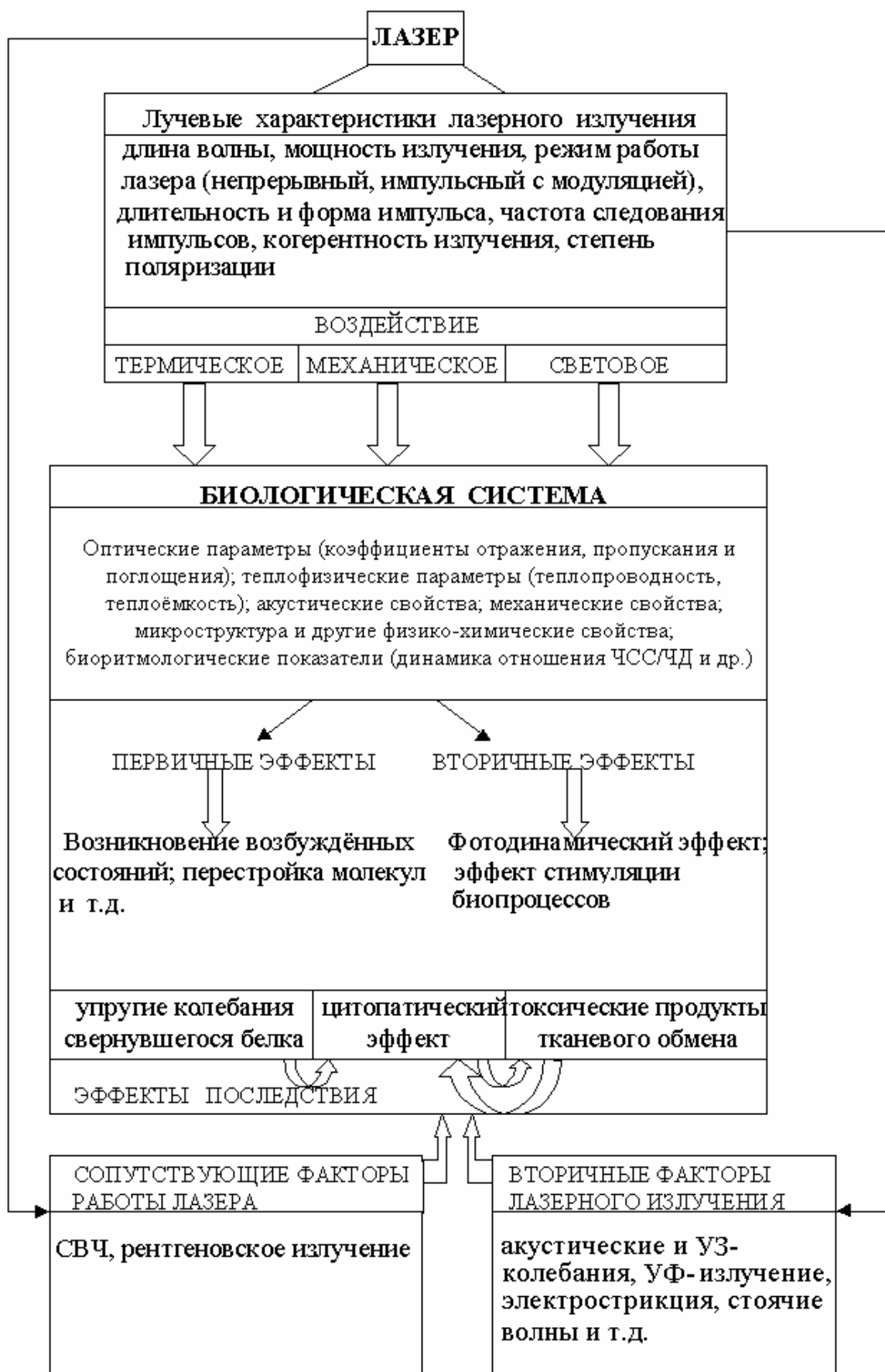
## **1.1 ОСНОВНЫЕ ЭФФЕКТЫ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С БИОЛОГИЧЕСКИМИ ТКАНЯМИ**

Несмотря на широкое распространение в практической медицине методов лазерной терапии, вопрос о механизмах низкоинтенсивной лазерной терапии вызывает научные дискуссии.

Механизм действия лазерного излучения связывают с его уникальными физическими свойствами, такими как монохроматичность, когерентность, поляризованность, малая расходимость, которые обуславливают его сложное влияние на биоткань. В обобщенном виде основные эффекты, возникающие в результате лазерного облучения биоткани, базируясь на взглядах М.Т. Александра и А.Р. Евстигнеева, представлены на рис. 1.1. Выделяют следующие факторы лазерного воздействия: электромагнитное (световое); термическое; механическое. Доминирующее воздействие того или иного фактора зависит от свойств тканей облучаемого биологического объекта:

- оптических характеристик;
- электрических свойств;
- механических свойств;
- биохимических свойств;
- тепловых свойств;
- акустических свойств и др.

В результате лазерного воздействия в облученных тканях происходят различные физико-химические изменения. Эти изменения регистрируются на всех уровнях организации живой материи:



*Рис. 1.1.* Схема взаимодействия лазерного излучения с биотканью



- субклеточный (возникновение возбужденных состояний молекул, образование свободных радикалов, стереохимическая перестройка молекул, коагуляция белковых структур, ускорение синтеза белка, РНК, ДНК, ускорение синтеза коллагена и его структур и др.);
- клеточный (изменение заряда электрического поля клетки, изменение мембранного потенциала и проницаемости мембран, повышение синтетической активности и т.д.);
- тканевый (изменение химизма и давления межклеточной жидкости, изменение микроциркуляции, кислородного баланса и активации окислительно-восстановительных процессов);
- органов (стимуляция или угнетение функции какого-либо органа);
- системный (возникновение ответных адаптационных нервно-рефлекторных и нервно-гуморальных реакций с активацией симпатико-адреналовой систем).

Интенсивность и специфичность проявления ответных реакций на лазерное воздействие определяется дозой, биологией, пространственно-временными характеристиками биообъекта и воздействующего агента [6].

Биофизические изменения в биологических тканях, вызванные тепловыми пределами биологических реакций, при воздействии лазерного излучения представлены на рис. 1.2 [7].

В основе терапевтического эффекта – сложного биомеханизма взаимодействия низкоэнергетического электромагнитного излучения с живым организмом лежат фотофизические и фотохимические реакции, связанные с резонансным поглощением энергии излучения биотканью, а также с восприятием энергии излучения и переносом эффекта воздействия жидкими средами организма на нескольких уровнях воздействия. Характер и уровни этих взаимодействий зависят как от спектра излучения, так и от спектральных характеристик биотканей.

На низшем атомно-молекулярном уровне взаимодействия происходит поглощение падающего электромагнитного излучения различными биотка-

нями и биологическими жидкостями. В результате поглощения энергии света возникают электронно-возбужденные состояния атомов и молекул этих веществ, последующая миграция электронного возбуждения, первичный фотофизический эффект и появление первичных фотопродуктов, что усиливает обмен веществ [8, 9].



*Рис. 1.2.* Биофизические реакции в биотканях при воздействии лазерного излучения

Для возникновения фотохимических и фотофизических реакций на молекулярном уровне необходимо обеспечить перевод молекул (атомов) в возбужденное состояние путем подвода к ним извне определенной порции (кванта) энергии на частоте, близкой к одной из резонансных частот колебаний. При этом длительность импульса энергии должна быть не меньше необходимого для данной молекулы времени накопления – порядка нескольких десятков наносекунд. После возбуждения молекула отдает накопленную энергию окружающим молекулам и атомам, вызывая протекание фотофизических и фотохимических реакций. Для возбуждения молекул в тканях человеческого тела необходимо сообщить им энергию не ниже пороговой, опре-

деляемой энергетическими уровнями электронов на различных орбитах. При увеличении плотности потока мощности увеличивается (квантами) энергия, накопленная молекулой, а также число возбужденных молекул, что усиливает интенсивность протекания реакций и, тем самым, терапевтический эффект [10].

Любые химические вещества обладают спектрами поглощения, при этом, спектры поглощения органических молекул, входящих в состав биотканей, – линейчатые. Поглощение является резонансным. Если длина волны излучения совпадает с одной из собственных длин волн поглощения молекулы, то излучение поглощается наиболее сильно, а потому проникает в биоткань на меньшую глубину. Вследствие огромного разнообразия биологических молекул в организме число линий поглощения биотканью велико и можно говорить об усредненной зависимости значений коэффициента поглощения от диапазонов длин волн.

Если энергия фотона равна энергии, необходимой для перевода электрона в атоме на более высокую орбиту (т.е. частота излучения совпадает с резонансной частотой молекулы), то при взаимодействии с фотоном электрон перескакивает на одну из более высоких, неустойчивых для него орбит. Затем электрон возвращается на прежнюю орбиту с испусканием фотона. Такое излучение называется вторичным. Вторичные фотоны распространяются во всех направлениях и вызывают перескоки электронов и возбуждение соседних молекул органической ткани с другими резонансными частотами. Этот эффект называется рассеянием. Кроме того, жидкие среды организма (кровь, лимфа) разносят возбужденные молекулы по всему организму, что увеличивает рассеяние. Благодаря рассеянию, монохроматическое, поляризованное и когерентное лазерное излучение уже на глубинах в доли сантиметра становится немонохроматическим, неполяризованным и некогерентным, т.е. лазерное излучение превращается в широкополосное тепловое излучение. Это излучение биологически гораздо менее активно и вызывает местный нагрев тканей, при этом тепловая энергия концентрируется в основном на клеточ-

ных мембранах, что усиливает межклеточный обмен веществ, в основном определяющий терапевтический эффект воздействия [11].

Лазерное излучение способно приводить к существенной неоднородности температурного градиента в тканях, особенно на уровне одной клетки или ее органелл [12]. Это может влиять на константы скорости биохимических реакций, приводить к деформации клеточных мембран, изменению их трансмембранных потенциалов и т.п. Протекание эндотермических химических реакций зависит, как показывают многие физические исследования, не только от средней подводимой тепловой энергии к реагентам, но и от скорости и частоты энерговложения (нагрева), которые могут влиять на константы термохимических реакций [13].

Рассмотрим особенности импульсной низкоинтенсивной лазерной терапии в сравнении с непрерывным излучением.

Известно, что минимальная энергия, необходимая для изменения конформации белковой глобулы с целью запуска биостимулирующего эффекта, определяется энергией водородных и гидрофобных связей, образующих вторичную, третичную и четверичную структуры гидратированной молекулы белка. Эти энергии оцениваются значениями порядка  $10^{-20} - 10^{-21}$  Дж, что, по мнению А.В. Боброва [14], на 6-7 порядков выше энергии, приобретаемой белковой молекулой за 1 с в результате воздействия на нее электромагнитным излучением пороговой интенсивности в непрерывном режиме. Энергия, приобретаемая одной молекулой глобулярного белка за единицу времени, в этом случае определялась из выражения:

$$E_{\text{непр}} = \alpha(\lambda) \cdot I_{\text{порог}} \cdot S_c, \quad (1.1)$$

где  $\alpha(\lambda)$  – коэффициент поглощения ( $\alpha(\lambda) \leq 1$ );

$I_{\text{порог}}$  – пороговая плотность потока мощности для электромагнитных воздействий ( $I_{\text{порог}} = (1,8 - 5) \cdot 10^{-12}$  Вт/м<sup>2</sup>) [15];

$S_c$  – площадь поперечного сечения белковой молекулы. При среднем диаметре 10 нм  $S_c < 10^{-16}$  м<sup>2</sup> [16].

Получаем:

$$E_{\text{непр}} \leq (1,8 - 5) \cdot 10^{-12} \cdot 10^{-16} = 10^{-28} \text{ Дж/с} .$$

Теперь произведем расчет для импульсного режима низкоинтенсивной лазерной терапии с импульсной мощностью  $P_{\text{имп}} = 10$  Вт и длительностью импульса  $\tau = 100$  нс. Определим энергию в импульсе:

$$E_{\text{имп}}^1 = P_{\text{имп}} \cdot \tau = 10 \cdot 100 \cdot 10^{-9} = 10^{-6} \text{ Дж} .$$

приобретаемую одной молекулой глобулярного белка в результате воздействия одного импульса энергию определим по формуле:

$$E_{\text{имп}} = \frac{E_{\text{имп}}^1 \cdot S_c}{S}, \quad (1.2)$$

где  $S$  – площадь облучения ( $S = 10^{-4} \text{ м}^2$ ).

$$E_{\text{имп}} = \frac{10^{-6} \cdot 10^{-16}}{10^{-4}} = 10^{-18} \text{ Дж} .$$

Следовательно, энергия в импульсе превышает минимальную энергию, необходимую для изменения конформации белковой глобулы (запуска биостимулирующего эффекта), на два порядка. Это может свидетельствовать о преимуществе импульсного режима воздействия по сравнению с непрерывным.

Если энергия фотона больше, чем необходимо для перескока электрона на самую высокую орбиту, то фотон выбивает электрон из атома, что приводит к появлению положительного иона и свободного отрицательного электрона (который мигрирует по биоткани до тех пор, пока не нейтрализуется другим положительным ионом). Это означает, что энергия такого фотона больше энергии связи данной органической молекулы. Молекула и ее свойства видоизменяются. Подобные изменения могут приводить к повреждениям на генетическом уровне и к риску появления онкологических заболеваний. Энергии связи органических молекул биотканей человека лежат в пределах 2,1-12,6 эВ. В лазерных терапевтических аппаратах, излучающих в

ближнем инфракрасном диапазоне, энергия фотона инфракрасных излучений менее 1,5 эВ. Поэтому излучения, используемые в низкоинтенсивной лазерной терапии, практически безопасны и принципиально не могут провоцировать возникновение генетических мутаций и онкозаболеваний [17].

Обобщая вышеизложенное, а также учитывая многочисленные литературные данные, например [2], можно отметить перспективность воздействия лазерным излучением в импульсном режиме по сравнению с таковым при непрерывном режиме излучения. Во-первых, к импульсным лазерным процедурам развивается значительно меньшая адаптация. Во-вторых, изменяя параметры импульсных лазерных воздействий, можно использовать энергию в дозах, существенно превышающих аналогичные при непрерывном режиме проведения процедуры. В импульсе проявляется специфическое влияние излучения, уменьшается тепловое воздействие (в том числе из-за малой длительности импульса), а также обеспечивается непосредственное воздействие на глубоко расположенные структуры без повреждения поверхностных тканей. В-третьих, импульсные лазерные воздействия с учетом ритмичности физиологических процессов в организме больше отвечают естественным условиям и легче воспринимаются теми или иными системами. При правильном выборе ритма и параметров возможно резонансное влияние, позволяющее при малой интенсивности воздействия значительно изменить функцию органа или системы. В-четвертых, импульсные лазерные воздействия облегчают индивидуальную дозировку и повышают адекватность лазерной терапии. Кроме того, импульсное воздействие лазерным излучением дает более реальные шансы для разработки систем с автоматической регуляцией параметров процедуры, основанной на принципе обратной связи.

## 1.2 ПРОБЛЕМЫ КОНТРОЛЯ И ДОЗИМЕТРИИ ЛАЗЕРОТЕРАПИИ

### 1.2.1 Основные вопросы контроля и развитие дозиметрии лазеротерапии

В настоящее время существует более 100 различных модификаций лазерных терапевтических аппаратов [18, 19]. Однако лечебный эффект далеко не всегда воспроизводим или гарантирован. Это вызывает дискуссии об оптимальных параметрах лазерного луча (плотности мощности, дозах, времени) и противопоказаниях к его использованию. До сих пор рекомендуемые параметры плотности мощности в разных руководствах отличаются в сотни раз и более (от 0,5 до 200 мВт/см<sup>2</sup>), а рекомендуемые дозы варьируют от 0,1 до 120 Дж/см<sup>2</sup> [4]. Анализируя сложившиеся представления об оптимальных параметрах лазерной терапии и параметры выпускаемых разными фирмами лазеров, некоторые авторы [20] пришли к выводу, что «в медицинской практике по существу используется неконтролируемое воздействие лазерного излучения на пациента». На практике многие врачи встречались с побочными негативными влияниями, но их, как правило, объясняли неправильно выбранными параметрами, индивидуальной непереносимостью, сопутствующими заболеваниями. Возникло даже понятие «лазерной аллергии» [21, 22].

Одним из путей выхода из сложившейся ситуации явился метод сканирующей лазерной терапии [23]. Особенность метода заключается в бесконтактном воздействии сфокусированным лазерным лучом с различной частотой сканирования, благодаря чему возможно избежать негативные реакции биотканей, связанные со значительным перегревом в точке излучения. Режим сканирования позволяет обработать зону любой конфигурации сфокусированным лучом и равномерно воздействовать дозированным излучением на каждую точку пораженной поверхности [24]. Воздействие на большие поверхности сфокусированным лучом обеспечивает передачу энергии тканям за более короткое время по сравнению с облучением расфокусированным лазерным лучом, так как в результате перемещения луча создаются условия для

последовательного периодического воздействия и равномерного распределения энергии излучения в зоне обрабатываемой поверхности, что позволяет получить лечебный эффект. Существенным в этом случае является тот факт, что при непрерывном излучении лазера создается импульсный режим облучения из-за пространственного перемещения луча для каждой отдельной точки поверхности. Это обеспечивает благоприятный режим лечения, так как импульсный режим не дает возможности облучаемой клетке адаптироваться к излучению. Благодаря сканирующему устройству, в методе сканирующей лазеротерапии можно подобрать соответствующую форму сканирования в соответствии с площадью и состоянием поверхности, подлежащей лечению, то есть проводить лечение пациентов по индивидуальной программе [25].

*Одной из возможных причин* неоднозначности ответных реакций больных и возможности негативных влияний или неэффективности лазерной терапии является игнорирование иерархии биоритмов чувствительности от внутриклеточных процессов до организма в целом и их динамики непосредственно у конкретного больного в моменты сеанса [26]. Методы контроля лазерной процедуры, основанные на биоуправлении, осуществляют воздействие лазерным излучением в соответствии с биоритмологическими показателями организма. Регуляция воздействия лишь по отклонению одного регистрируемого параметра (например, частоты пульса [27, 28]) не позволяет устранить патологическую форму гомеостаза и компенсационные изменения в других органах и системах, не гарантирует отсутствия осложнений и побочных эффектов как при обычной физиотерапии [29].

Биоуправление, основанное на хронобиологическом подходе, позволяет прогнозировать знак ответной реакции биосистемы на дозируемое воздействие благодаря автоматическому учету исходного состояния и фазы периода биоритмов. Если физиотерапевтическое воздействие наносится только в благоприятную для положительной ответной реакции фазу биоритма, то это исключает расшатывание гомеостаза в обе стороны, обеспечивая коррекцию регулируемых переменных только в сторону нормализации.



Без учета фаз энергообеспечения ответных реакций лечебный эффект или побочная реакция зависят от суммирования положительных и отрицательных ответов на лазерное воздействие на клеточном уровне. Терапевтический диапазон положительных реакций может в несколько раз отличаться (смещаться в ту или другую сторону плотности мощности) не только у разных больных, но и у одного и того же больного в разное время суток, при изменениях его вегетативного статуса, в разные фазы лунного и сезонного ритма. Если же автоматически учитывать фазы колебания чувствительности, то терапевтический диапазон плотности мощности и времени воздействия расширяется в десятки раз (по исследовавшимся показателям), что гарантирует попадание в него используемых параметров физиотерапии у всех пациентов. Это подтвердили результаты, полученные методом биоуправляемой лазерной хронотерапии [30, 31].

На основе учета ответных реакций организма возможна коррекция дозировки лазерного излучения. Это углубляет принцип индивидуализации лечения, при котором существенную роль играет методика лазерной процедуры. Существуют попытки аппаратного решения проблемы индивидуализации лечения в виде автоматических устройств контроля и диагностики [32, 33], а также компьютерных лазерно-терапевтических установок, в которых реализована возможность автоматического управления мощностью лазерного излучения импульсами с датчиков пульса и дыхания пациента [34, 35].

*Другой существенной причиной* передозировки лазерного воздействия для одних пациентов, при положительном действии тех же параметров у других больных, является игнорирование неодинаковых оптических условий – разное соотношение поглощаемой и отраженной энергии кожей разных людей и изменения этого соотношения (например, на раневой поверхности или слизистой по мере снятия воспаления) в ходе лечения. Для исключения этой неопределенности применяются биофотометры [36], с помощью которых проводится коррекция мощности излучения лазера [37]. Например, встроенный фоторегистратор аппарата для магнито-лазерной терапии «МИЛТА-Ф»

используется, как считают авторы [38], для определения индивидуальной дозы облучения пациента за счет учета изменений соотношения поглощения и отражения у разных пациентов или у одного и того же больного в ходе лазерной терапии. В модификации аппарата «МИЛГА-Ф-8-01» реализуется возможность регистрации отраженной части лазерного излучения от поверхностных и подповерхностных слоев биоткани за счет дополнительно установленного фотодиода в кольцевом магните.

Вопросы калибровки и применения биофотометрических насадок подробно рассмотрены в работах [39, 40].

Важнейшим свойством лазерного излучения является резкая зависимость величины и даже знака эффекта от количества поглощенной биотканью энергии (дозы облучения) и функционального состояния биологического объекта [41, 42].

Метод лазерной биофотометрии базируется на совокупности двух признаков: дозовое лазерное воздействие и одномоментная оценка и коррекция его эффективности по оптическим параметрам биообъекта (коэффициент отражения, поглощения, пропускания) в реальном масштабе времени на принципах обратной связи. Это обеспечивает точность, воспроизводимость и высокую адекватность диагностических и лечебных методов [43]. Фактически поглощаемая плотность мощности (а именно этот параметр и время воздействия являются определяющими для знака ответной реакции) зависит не только от поглощенного тканями лазерного излучения, но и характера (сферы) его распространения [44].

Однако следует отметить, что точность контроля и дозиметрии лазерной терапии приведенными методами не позволяет контролировать поглощенную дозу внутренними тканями при лазеротерапии внутренних органов, так как они не учитывают потери лазерной энергии на локальный нагрев верхних слоев кожного покрова (эпидермиса). Поэтому при поверхностном дозировании по поглощенной дозе необходим учет теплофизических свойств эпидермиса, который основан на методе контроля поглощаемой в эпидерми-

се мощности излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов [45].

Таким образом, методическое развитие дозиметрии лазерного излучения может быть представлено согласно табл. 1.1, а биотехническая система терапевтического воздействия низкоинтенсивным лазерным излучением согласно рис. 1.3.

В табл. 1.1 обозначено:

$D_{\text{пад}}$  – падающая доза энергии, Дж/см<sup>2</sup>;

$D_{\text{погл}}$  – поглощенная (введенная) доза энергии, Дж/см<sup>2</sup> (Дж/см<sup>3</sup>);

$P$  – мощность лазерного излучения, Вт;

$P_{\text{имп}}$  – импульсная мощность излучения, Вт;

$f$  – частота следования лазерных импульсов, Гц;

$\tau_{0,5}$  – длительность лазерного импульса по уровню 0,5, с;

$\rho(\lambda)$  – спектральный коэффициент отражения биоткани в месте воздействия лазерного излучения с длиной волны  $\lambda$ , отн. ед.;

$\xi$  – коэффициент теплового поглощения эпидермиса в месте воздействия лазерного излучения, отн. ед.;

$f_{\text{пач}}$  – частота следования пачек лазерных импульсов, Гц;

$\tau_{\text{пач}}$  – длительность пачек импульсов, с;

$H$  – глубина расположения патологического очага, см;

$S$  – площадь облучаемой поверхности биоткани, см<sup>2</sup>;

$t$  – время экспозиции (время сеанса лазерной терапии), с.

## Методическое развитие дозиметрии низкоинтенсивного лазерного излучения

Автор, год	Вид излучения, длина волны	Расчетная формула дозы воздействия	Единица измерения	Примечание
Добкин В.Г., Гуляев А.А. (1976-1979)	Непрерывное, 0,63 мкм	$D_{\text{пад}} = \frac{P \cdot t}{S}$	Дж/см <sup>2</sup>	Поверхностное дозирование по падающей дозе
Евстигнеев А.Р., Голубенко Ю.В. (1982-1985)	Непрерывное, 0,63 и 0,83 мкм	$D_{\text{погл}} = \frac{P \cdot (1 - \rho(\lambda)) \cdot t}{S}$	Дж/см <sup>2</sup>	Поверхностное дозирование по поглощенной дозе с учетом оптических свойств кожи
Александров М.Т., Евстигнеев А.Р., Добкин В.Г. (1986-1994)	Импульсное, 0,89 мкм	$D_{\text{погл}} = \frac{P_{\text{имп}} \cdot f \cdot \tau_{0,5} \cdot (1 - \rho(\lambda)) \cdot t}{S}$	Дж/см <sup>2</sup>	Поверхностное дозирование по поглощенной дозе с учетом оптических свойств кожи
Евстигнеев А.Р. (1989-1994)	Импульсное, 0,89 мкм	$D_{\text{погл}} = \frac{P_{\text{имп}} \cdot f \cdot \tau_{0,5} \cdot (1 - \rho(\lambda)) \cdot t}{S \cdot H}$	Дж/см <sup>3</sup>	Объемное дозирование по поглощенной дозе с учетом оптических свойств кожи
Евстигнеев А.Р. (1995-1998)	Импульсно-периодическое, 0,89 мкм	$D_{\text{погл}} = \frac{P_{\text{имп}} \cdot f \cdot \tau_{0,5} \cdot f_{\text{пач}} \cdot \tau_{\text{пач}} \cdot (1 - \rho(\lambda))}{S \cdot H}$	Дж/см <sup>3</sup>	Объемное дозирование по поглощенной дозе с учетом оптических свойств кожи
Корндорф С.Ф., Подмас-терьев К.В., Дунаев А.В. (1999-2002)	Импульсное, 0,89 мкм	$D_{\text{погл}} = \frac{P_{\text{имп}} \cdot f \cdot \tau_{0,5} \cdot [1 - (\rho(\lambda) + \xi)] \cdot t}{S}$	Дж/см <sup>2</sup>	Поверхностное дозирование по поглощенной дозе с учетом оптических и теплофизических свойств кожи



*Рис. 1.3.* Биотехническая система терапевтического воздействия низкоинтенсивным лазерным излучением

### 1.2.2 Потери энергии лазерного излучения на отражение

На эффективность НИЛИ существенное влияние оказывают оптические свойства биотканей [46 – 48].

Отраженный поток лазерного излучения отличается от падающего ве-

личной, направлением и иногда спектральным составом. В ряде случаев изменяется состояние и степень поляризации [49]. Спектральный коэффициент отражения изменяется с изменением длины волны падающего излучения. Все биологические ткани отражают в ультрафиолетовой, видимой и инфракрасной областях спектра селективно [50].

При воздействии лазерного монохроматического потока с длиной волны  $\lambda$  спектральные коэффициенты отражения  $\rho(\lambda)$ , пропускания  $\tau(\lambda)$  и поглощения  $\alpha(\lambda)$  определяются по формулам [51]:

$$\rho(\lambda) = \frac{\Phi_{\rho}(\lambda)}{\Phi(\lambda)}; \tau(\lambda) = \frac{\Phi_{\tau}(\lambda)}{\Phi(\lambda)}; \alpha(\lambda) = \frac{\Phi_{\alpha}(\lambda)}{\Phi(\lambda)}, \quad (1.3) - (1.5)$$

где  $\Phi(\lambda)$ ,  $\Phi_{\rho}(\lambda)$ ,  $\Phi_{\tau}(\lambda)$ ,  $\Phi_{\alpha}(\lambda)$  – соответственно падающий, отраженный, прошедший и поглощенный потоки излучения.

При этом:

$$\rho(\lambda) + \alpha(\lambda) + \tau(\lambda) = 1. \quad (1.6)$$

Коэффициент поглощения непроникающего оптического излучения биотканей определяется как:

$$\alpha(\lambda) = 1 - \rho(\lambda). \quad (1.7)$$

Данные коэффициенты качественно и количественно характеризуют в целом оптические свойства биоткани при ее толщине и других характеризующих ее параметрах на момент измерения (степень пигментации, характеристика кровоснабжения и т.д.). Например, по данным [52] установлено, что максимум пропускания кожей излучения оптического диапазона находится в области 1,1 мкм, а отражение излучения лазера от поверхности непораженной кожи носит диффузный характер и составляет от 35 до 40 %.

При изучении влияния интенсивности лазерного луча на отражательную способность кожи и костной ткани в диапазоне плотностей энергии от 0,01 до 2000 Дж/см<sup>2</sup> в работе [45] показано, что низкие уровни интенсивности (от 0,01 до 1 Дж/см<sup>2</sup>) не влияют на оптические свойства биотканей. Уве-

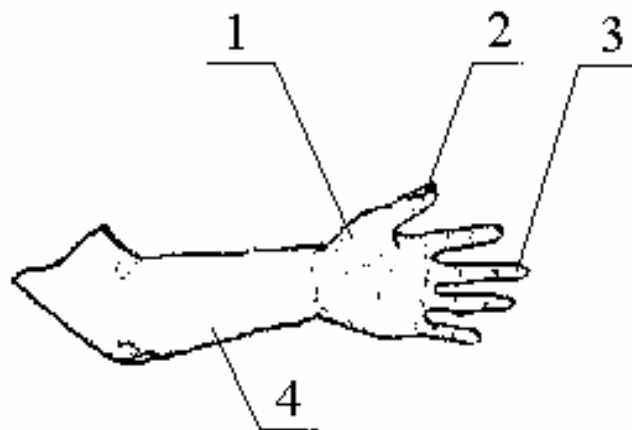
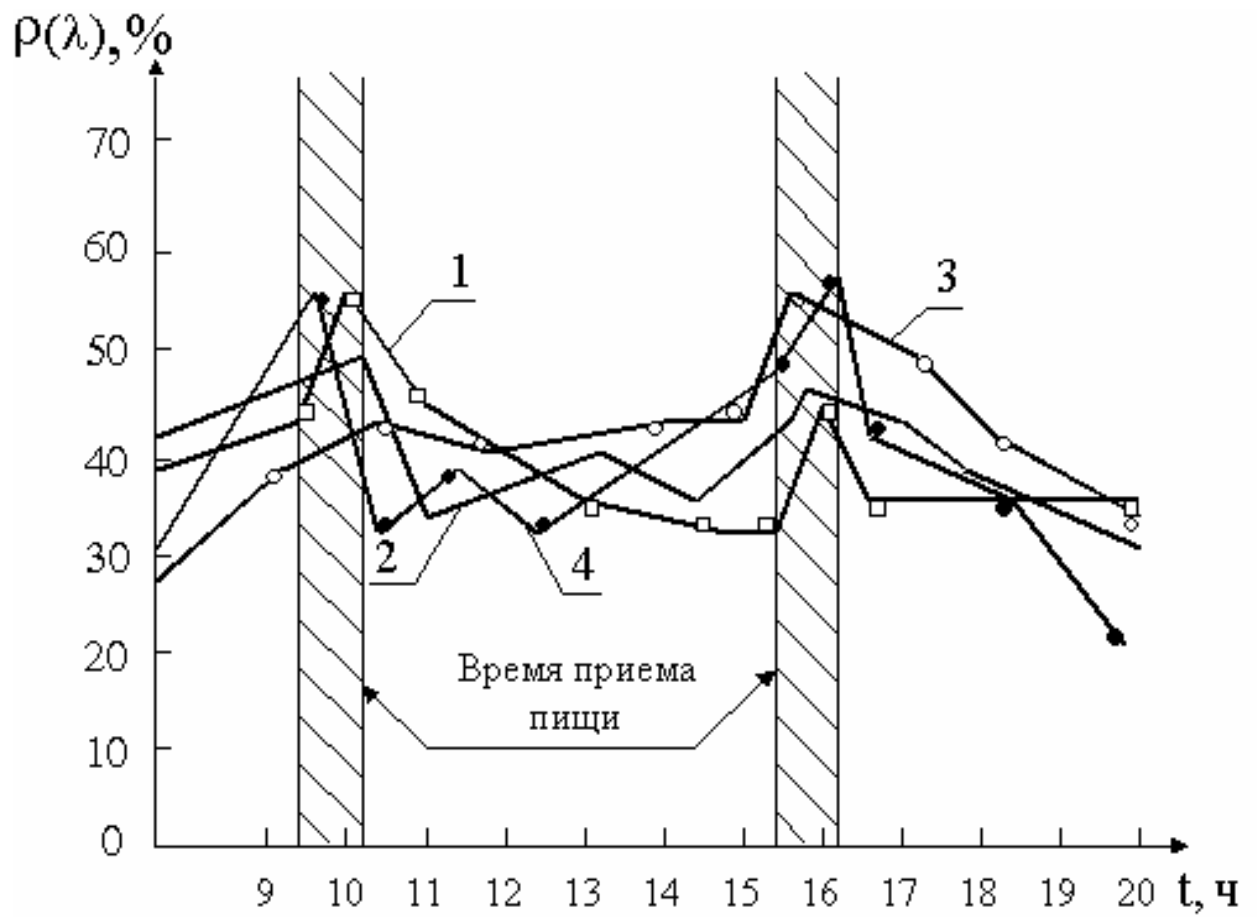
личение интенсивности лазерного излучения сопровождается ростом отражения от кожи (до 10 %) и уменьшением отражения от костной ткани (до 5 – 20 %), отражательная способность при больших интенсивностях излучения зависит от размеров поля облучения.

В ходе исследований [53] установлено, что у каждого человека имеется свой индивидуальный характер изменения спектральных коэффициентов отражения кожи в течение дня, что, возможно, связано с суточными биологическими ритмами. На рис. 1.4 представлены точки руки, в которых производилось измерение коэффициентов отражения, и график динамики изменения коэффициентов отражения точек руки в течение дня.

Динамика изменения оптических параметров кожного покрова руки у одного и того же человека в различных точках имеет также индивидуальный характер. В вечерние часы у всех обследуемых коэффициенты отражения были снижены на 3 – 10 % по сравнению с утренними, после принятия пищи коэффициенты отражения повышаются на 5 – 8 %, а уменьшаются они на 10 – 15 % после охлаждения рук проточной водой в течение 20 с. Помимо этого достоверно установлено, что средний коэффициент отражения лазерного излучения у женщин на 5 – 8 % выше, чем у мужчин и составляет 42 – 44 %.

В работе [54] сообщается, что в зависимости от участка тела, направлений линий натяжения кожи, ее состояния, коэффициенты отражения некоторых участков тела отличаются от усредненных значений на 6 – 7 %.

Таким образом, результаты приведенных исследований позволяют сделать вывод, что оптические параметры кожи различны в зависимости от падающего излучения, топографо-анатомического участка, пола, возраста и цвета. Это необходимо учитывать при разработке методов контроля поглощенной дозы лазерного излучения и лазерных терапевтических устройств на их основе.



**Рис. 1.4.** График динамики изменения коэффициентов отражения точек руки в течение дня



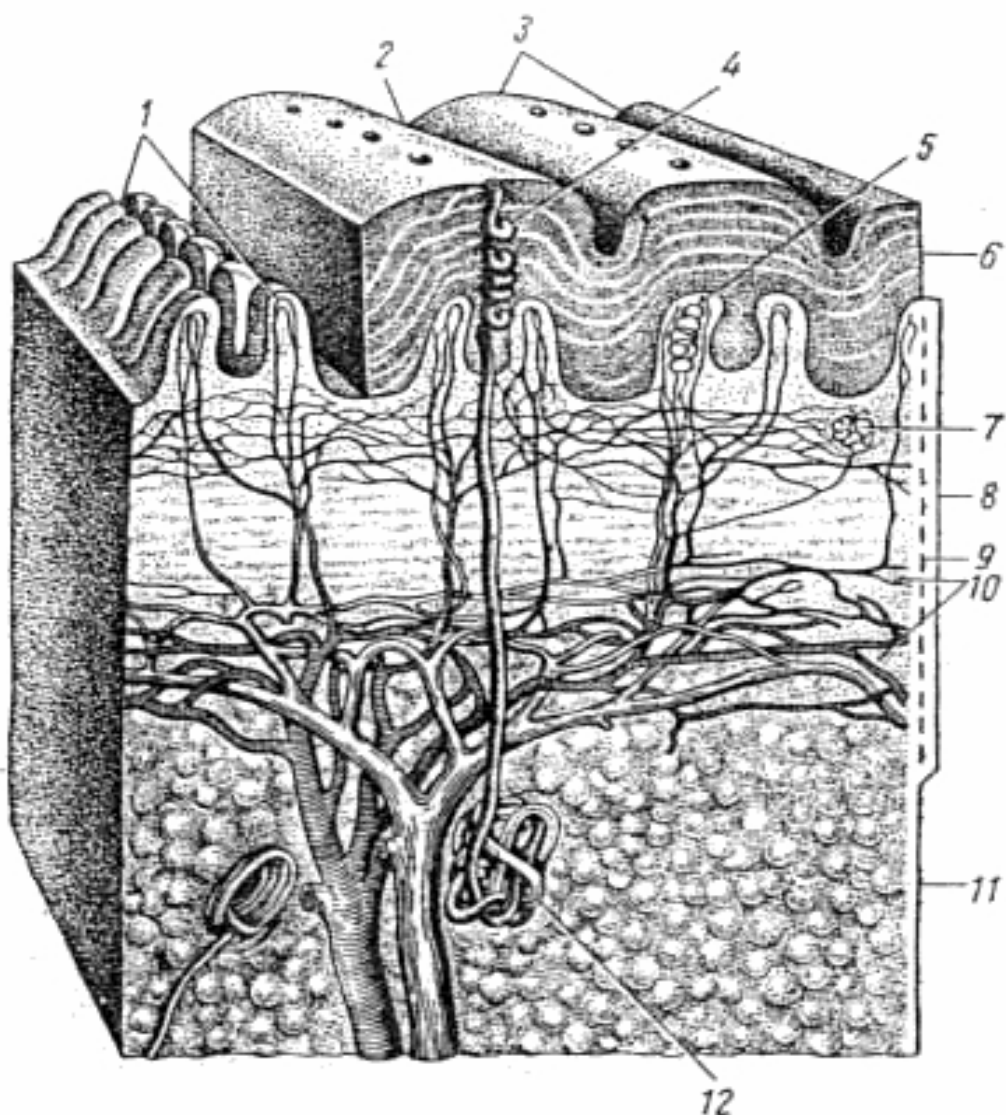
### 1.2.3 Потери энергии лазерного излучения в коже

*Кожа – это наружный покров тела человека, который выполняет разнообразные функции, защищая организм от разрушительных факторов окружающей среды, участвуя в обмене веществ и выделении продуктов метаболизма, в терморегуляторных процессах и перераспределительных реакциях кровеносной системы [55]. Кожа представляет собой трехкомпонентную тканевую систему, образованную эпидермисом, дермой и подкожной жировой клетчаткой (гиподермой), которые находятся в морфофункциональном единстве и состоят из множественных функционально-структурных элементов (рис. 1.5) [56].*

Эпидермис покрывает поверхность кожи и является пограничной тканью с выраженными барьерными функциями. Рельеф и толщина эпидермиса различны. В нем происходит постоянное перемещение клеток и их изменение. Зародышевые клетки со временем претерпевают серию структурных и биохимических изменений, превращаясь в итоге в роговые клетки, которые в процессе жизнедеятельности постоянно отторгаются с поверхности кожи. Эпидермис углубляется в дерму в виде эпидермальных тяжей [57].

*Дерма – глубокий слой или кориум, состоящий в основном из сосочкового и сетчатого слоев, а также потовых и сальных желез. Условной границей слоев дермы считается горизонтально-разветвленные сети кровеносных сосудов и мелких капилляров. В дерме расположены волосяные сумки. Из сетчатого слоя дермы в подкожную клетчатку в виде тяжей проникают коллагеновые пучки, образуя широкопетлистую сеть, петли которой заполнены рыхлой соединительной тканью, содержащей множество жировых клеток.*

Скопления жировых клеток образуют жировое отложение. В различных участках жировая клетчатка (гиподерма) имеет разные размеры, а в некоторых вообще отсутствует [58]. Кровеносные сосуды образуют в коже развернутую объемную сеть, обеспечивая хорошее кровоснабжение.



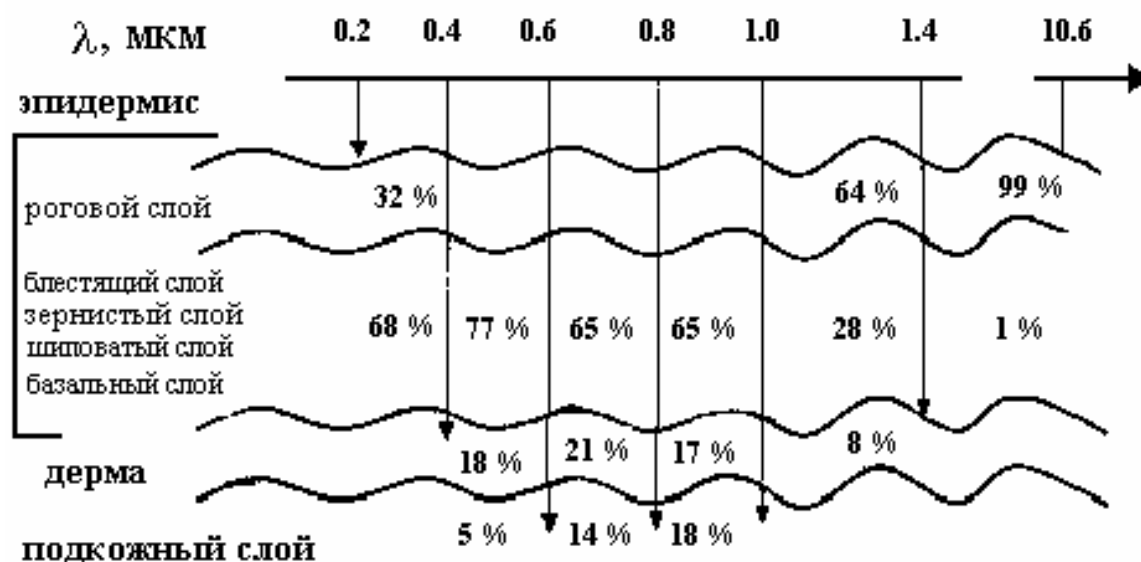
**Рис. 1.5.** Структурное строение кожи:

- 1) сосочки дермы кожи; 2) бороздка кожи; 3) тактильные валики;
- 4) выводной проток потовой железы; 5) чувствительное (тактильное) тельце; 6) эпидермис; 7) сосудистые и нервные подсосочковые сети;
- 8) соединительнотканная основа кожи; 9) tunica propria corii;
- 10) сосудистая сеть; 11) подкожная клетчатка; 12) потовая железа

Установлено, что физиологическое состояние кожи очень информативно с точки зрения общего состояния организма. Раздражение биологически активных точек и зон, находящихся в кожном покрове, приводит к изменениям в различных внутренних органах, что открывает возможность использования функционального состояния кожи в диагностических, дозиметриче-

ских и лечебных целях, а также эффективнее и целенаправленнее использовать различные средства лечения [56].

Рассмотрим прохождение НИЛИ сквозь различные слои биоткани человека (рис. 1.6 [51]).

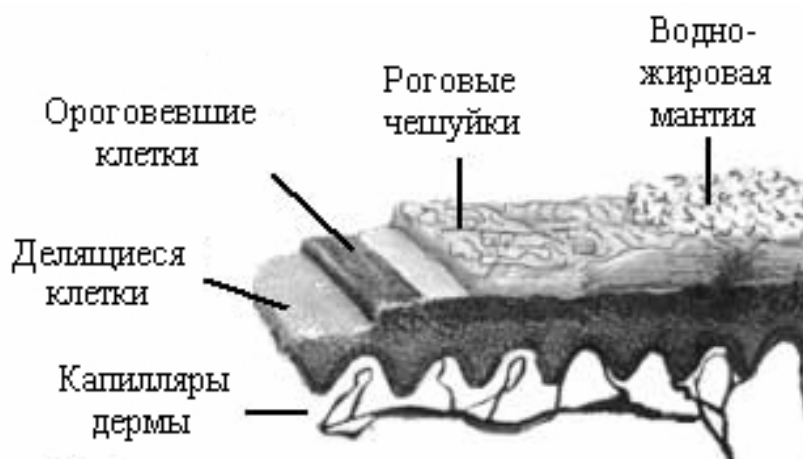


**Рис. 1.6.** Глубина проникновения лазерного излучения через слои кожи

При лазеротерапии внутренних органов используется ближнее инфракрасное излучение порядка 0,74 – 3,0 мкм, так как оно обладает большим коэффициентом пропускания в биотканях [59].

Эпидермис (рис. 1.7 [56]) состоит из пяти слоев клеток, отличающихся количеством рядов и формой клеток, а также их цитологической характеристикой: рогового, блестящего, зернистого, шиповатого (шиповидного), базального (зародышевого). Эпидермис лишен кровеносных сосудов и питается тканевой жидкостью, которая пропитывает межклеточные промежутки.

*Роговой слой* – наиболее мощный слой эпидермиса, построенный из множества черепицеобразных чешуек. У взрослых людей на большей части тела толщина рогового слоя составляет 1:10 всего поперечника эпидермиса и равна 13 – 15 мкм. В эпидермисе ладоней и подошв в области мозолистых подушечек он может достигать 600 мкм.



*Рис. 1.7.* Строение эпидермиса

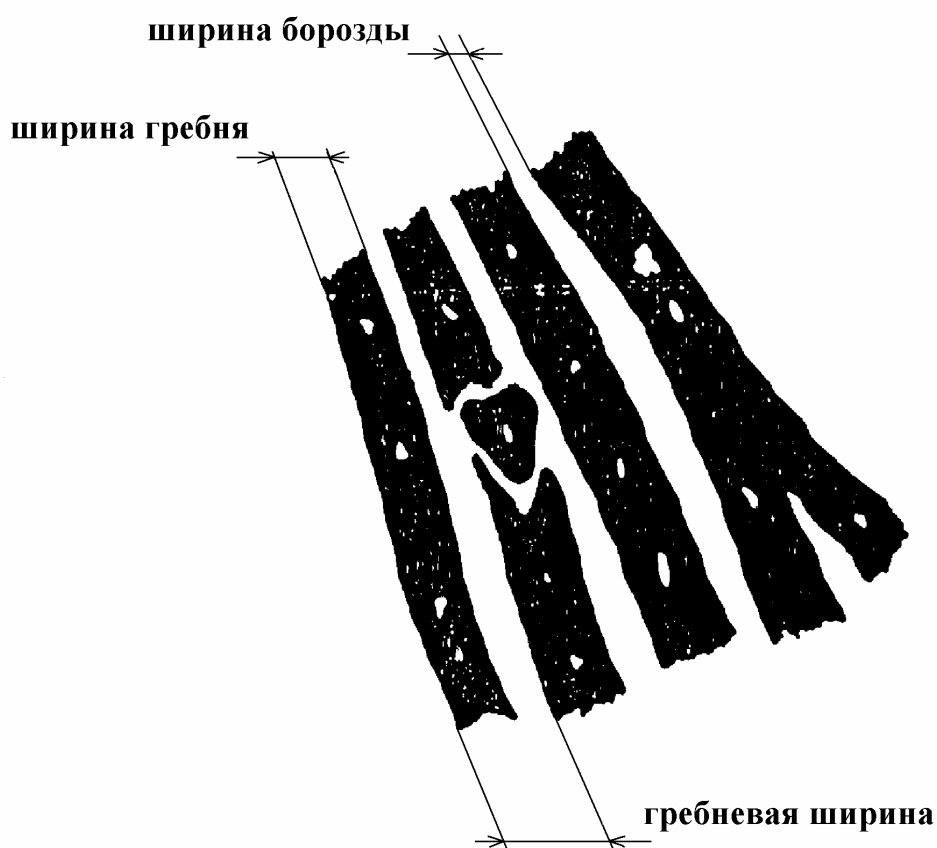
В среднем соотношение толщины рогового и остальных слоев эпидермиса составляет 1:3, на ладони 2:1, а на подошве 3:1 и более. Очевидно, что теплопроводность биоткани в месте воздействия зависит от толщины рогового слоя.

Структурной единицей рогового слоя является роговая чешуйка, имеющая протяженность до 10 мкм, а толщину – от 70-100 нм до 1 мкм. Она окружена однослойной оболочкой толщиной 12-15 нм, а внутри заполнена кератиновыми фибриллами диаметром 7-8 нм и аморфным электронно-плотным материалом в соотношении приблизительно 1:1 [56]. Роговая чешуйка имеет вытянутую форму, следовательно теплопроводность кожи зависит от направления передачи тепла.

Кроме того, наружная поверхность эпидермиса содержит многочисленные складки, морщины, борозды и валики, образующие характерный индивидуальный рельеф, который сохраняется в течение всей жизни. Структурной единицей кожного рельефа человека является папиллярный гребень и борозда. Гребни образуют рисунки различного вида с различной частотой в узоре. На отдельных участках кожи рельеф обогащен минущиями – дополнительными штрихами, единичными точками, мелкими вариациями линий. На рис. 1.8 представлены параметры папиллярного гребня и борозды [60, 61].

По данным [62] например, ширина гребней относится к ширине борозд

как 2,1:1 у женщин и 1,9:1 у мужчин, при этом среднее значение ширины гребней у женщин составляет 0,32 мм, а у мужчин – 0,34 мм (средние квадратические отклонения – 0,003 мм). Средние значения ширины борозд – 0,15 мм у женщин и 0,18 мм у мужчин (средние квадратические отклонения – 0,003 и 0,004 мм соответственно). Полученное значение гребневой ширины составило 0,46 мм у женщин и 0,53 мм у мужчин. Таким образом, ширину гребней и борозд необходимо учитывать при исследовании распространения тепла по поверхности эпидермиса.



**Рис. 1.8.** Параметры папиллярного гребня и борозды

Таким образом, при регистрации теплофизических свойств кожи (теплопроводность, теплоотдача и др.) необходимо учитывать индивидуальные особенности строения верхнего слоя кожного покрова каждого пациента.

*Взаимодействие света с биологической тканью представляет собой*

*совокупность многочисленных, весьма сложных квантово-механических процессов, результатом которых становится то, что обычно называют физико-химическими процессами [63].*

При взаимодействии лазерного излучения с биологическими тканями имеют место обычные оптические эффекты, возникающие при прохождении света через неоднородную среду. Часть падающего на биоткань лазерного излучения отражается от ее поверхности из-за несоответствия коэффициентов преломления света самой ткани и окружающей ее среды. Только незначительный процент излучения отражается непосредственно от поверхности. Проникающее в ткань лазерное излучение подвергается многократному рассеиванию, поглощению различными биологическими структурами и частичному преобразованию во вторичное излучение. На рис. 1.9 представлена схема взаимодействия лазерного луча с кожным покровом [64].

Фотобиологические процессы достаточно разнообразны и специфичны, насчитывая в настоящее время несколько десятков. В основе их лежат фотофизические и фотохимические реакции, возникающие в организме при воздействии света. Фотофизические реакции обусловлены преимущественно нагреванием объекта до различной степени (в пределах 0,1 – 0,5 °С) и распространением тепла в биотканях. Разница температуры более выражена на биологических мембранах, что ведет к оттоку ионов Na<sup>+</sup> и K<sup>+</sup>, раскрытию белковых каналов и увеличению транспорта молекул и ионов. Поглощенная часть световой энергии может быть преобразована в молекулах биологического вещества в энергию колебательных процессов, электронного возбуждения или диссоциации молекул, переводя те или иные биологические соединения в активное состояние или инактивируя их. Другая часть поглощенной энергии идет на возбуждение флуоресценции и фосфоресценции в тканях [8].

Величина поглощенной биотканями энергии ( $\Phi_{\text{погл}}$ ) приближенно исчисляется как разность между падающей ( $\Phi_{\text{пад}}$ ) и отраженной ( $\Phi_{\text{отр}}$ ) частями энергии светового потока [6]:

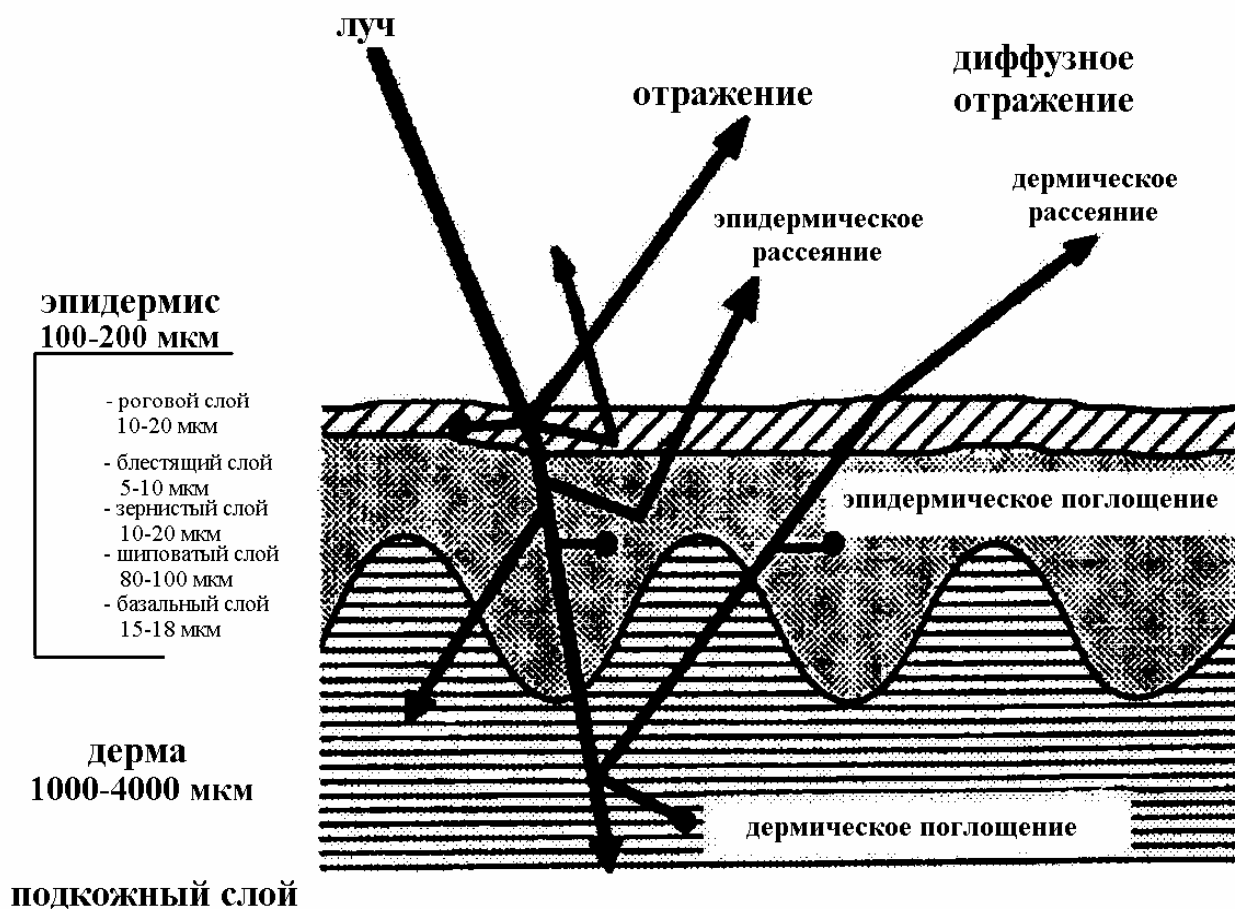
$$\Phi_{\text{погл}} = \Phi_{\text{пад}} - \Phi_{\text{отр}} = \Phi_{\text{пад}} \cdot [1 - \rho(\lambda)]. \quad (1.8)$$

Поскольку биологические ткани являются интенсивно рассеивающими средами, их толщина и структура сильно влияют на поглощение лазерного излучения. Так, в диапазоне длин от 600 до 1400 нм кожа поглощает 25-40 % излучения, мышцы и кости – 30-80 %, паренхиматозные органы (печень, почки, поджелудочная железа, селезенка, сердце) – до 100 % [65].

Инфракрасное излучение, оказывая определенное стимулирующее действие на организм, повышает температуру тех слоев кожи, в которых оно поглощается. Ближнее ИК-излучение поглощается в основном в дерме, но некоторая часть (почти 30 %) проникает на глубину до 40 мм, достигая подкожного жирового слоя и даже расположенных под ним органов. Поэтому можно регулировать глубину проникновения и достигать нужного лечебного результата, используя ИК-излучение различного диапазона [66].

Превращенная в тепло энергия света вызывает в облученном объеме ткани локальное повышение температуры. Так как при НИЛИ не происходит фазовых переходов, то температура повышается пропорционально плотности энергии. Часть тепла отводится в зависимости от температурного градиента путем теплопроводности в более холодный окружающий участок. Из-за этого ограничивается максимально достижимая температура облучаемого участка при данной интенсивности излучения, то есть с определенной интенсивностью облучения связана определенная максимальная температура. Так как часть энергии транспортируется в соседние области, то нагревается не только облученный объем, но и окружающие его участки. Тепло отводится от облученной ткани также и локальным кровотоком *in vivo*. Термические свойства живой ткани определяются в основном тремя явлениями [64]: теплопроводность, накопление тепла, отвод тепла сосудистой системой.

В верхнем слое кожи (эпидермисе) сплетения кровеносных сосудов отсутствуют, поэтому при исследовании тепловых процессов в этом слое отводом тепла сосудистой системой можно пренебречь.



**Рис. 1.9.** Схема взаимодействия лазерного луча с кожным покровом

Температура кожи и подлежащих тканей может иметь мозаичный характер вследствие неоднородности температур внутренних органов или даже отдельных участков того или иного органа. Следует обратить внимание на высокие термоизолирующие свойства кожного покрова, который благодаря разветвленной подкожной сосудистой сети препятствует контактной передаче термических воздействий в глубь тела и в обратном направлении.

Поток тепла  $dQ/dt$  прямо пропорционален температурному градиенту, т.е. в одномерном случае в идеальном однородном образце биоткани толщиной  $h$  с площадью поперечного сечения  $S_{\text{пс}}$  тепловая энергия  $dQ$  за время  $dt$  переходит с места с высокой температурой  $\Theta_1$  к месту с более низкой темпе-



ратурой  $\Theta_2$  в соответствии со следующей формулой [64]:

$$dQ/dt = k_{\text{тп}} \cdot S_{\text{пс}} \cdot (\Theta_1 - \Theta_2) / h, \quad (1.9)$$

где  $k_{\text{тп}}$  – коэффициент теплопроводности.

Для биоткани значения коэффициента теплопроводности составляют  $0,3 - 0,5 \text{ Вт/(м} \cdot \text{°C)}$ , в зависимости от содержания воды [64].

Способность ткани принимать и накапливать тепло описывается через удельную теплоемкость. Например, удельная теплоемкость жира составляет  $1930 \text{ Дж/(кг} \cdot \text{°C)}$  [64].

В качестве меры для количества тепла, проникающего в объем ткани за определенное время после мгновенного повышения температуры поверхности тела, применяется коэффициент проникновения тепла, объединяющий теплопроводность и удельную теплоемкость [64]:

$$z = \sqrt{k_{\text{тп}} \cdot \rho \cdot c}, \quad (1.10)$$

где  $\rho$  – плотность биоткани;

$c$  – удельная теплоемкость.

*Температуропроводность – характеристика образца ткани, которая обобщенно выражается через отношение теплопроводности к удельной теплоемкости на единицу объема [64]:*

$$\chi = k_{\text{тп}} / \rho \cdot c. \quad (1.11)$$

Определенная таким образом температуропроводность одинакова для большинства тканей (около  $1,2 \cdot 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}$ ), так как снижение теплопроводности из-за незначительного содержания воды, как правило, компенсируется сопровождающимся уменьшением удельной теплоемкости [64].

Ввиду несоизмеримо меньшей площади боковой поверхности ткани в объеме распределения тепла в верхних слоях кожи по сравнению с площадью торцевой поверхности, целесообразно рассматривать тепловые процессы, используя плоскую модель. Общая пространственная и временная характери-

стика температурного распределения в облученном объеме биоткани дается общим уравнением теплопроводности:

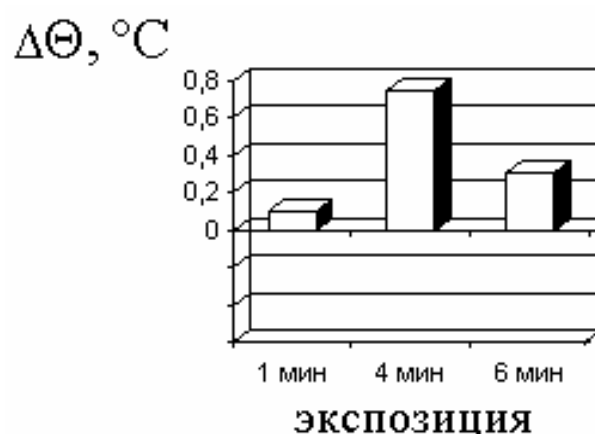
$$d\Theta / dt = D_{\text{пад}} / \rho \cdot c + k_{\text{тп}} \cdot \nabla^2 \cdot \Theta / \rho \cdot c, \quad (1.12)$$

где  $\nabla^2 = (d^2/dx^2 + d^2/dy^2 + d^2/dz^2)$ .

Первое слагаемое описывает температурное изменение в рассматриваемом объеме, связанное с поглощением излучения. Второе слагаемое соответствует температурному изменению, связанному с оттоком тепла в окружающую среду.

Необходимо отметить, что вопрос о нагреве биотканей под воздействием НИЛИ уже давно обсуждается в литературе (например [67, 68]), однако на практике он часто неоправданно игнорируется, ибо существует мнение и имеются экспериментальные данные, что при уровнях энергии, использующихся в лазерной терапии, нагрев тканей не превышает 0,1 – 0,7 °С (например [69]), что, по мнению некоторых авторов, пренебрежимо мало. Однако отсутствуют достоверные сведения о потерях лазерной энергии, связанных с нагревом верхних слоев кожи. Кроме того, вся разница между нормой и общим болезненным состоянием укладывается всего-то в 0,3 – 0,4 °С [11], а человек может субъективно заметить изменение температуры кожи  $(1 - 3) \cdot 10^{-3}$  °С/с [70].

Так, авторы [71] с целью определения оптимальных доз провели клинические исследования влияния различных экспозиционных доз гелий-неонового лазера (монохроматический красный свет) с плотностью мощности 100 мВт/см<sup>2</sup> на температуру и порог болевого (термо-болевого) восприятия кожи голени больных с хроническим течением дегенеративно-дистрофического процесса в период ремиссии (рис. 1.10).

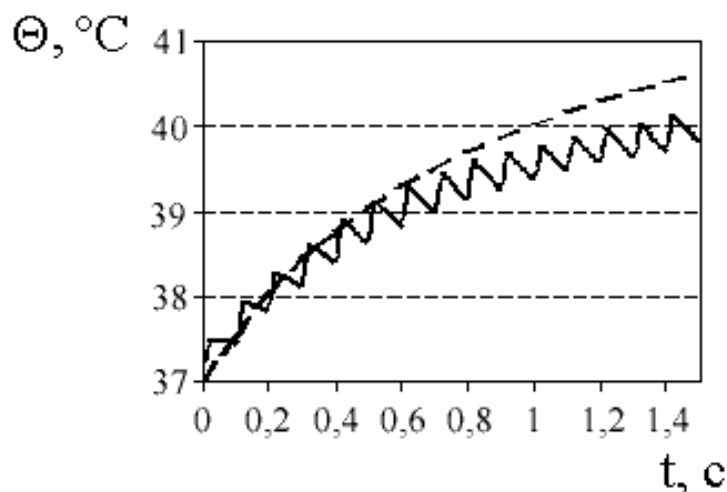


**Рис. 1.10.** Результаты исследования влияния различных экспозиций на температуру и порог термо-болевого восприятия кожи

Установлено, что максимально выраженное положительное влияние на температуру кожи и порог болевого восприятия оказывала экспозиционная доза 4 мин, при которой изменение температуры кожи составило 0,7 °С.

При исследовании радиационно-тепловых полей в облучаемых лазером биологических тканях методами компьютерного моделирования автором [72] получены следующие результаты (рис. 1.11). Моделировалось тепловое воздействие лазерного пучка с гауссовым распределением плотности мощности диаметром 0,1 см (два стандартных отклонения) и длиной волны 633 нм на 4-слойную модель кожи для двух режимов облучения: непрерывный (пунктирная линия) и импульсно-периодический с частотой 10 Гц (сплошная линия). Средняя мощность равнялась 25 мВт для обоих режимов. Температуры рассчитаны для точки на поверхности кожи на оси пучка. Образец ткани представлял собой цилиндр бесконечного радиуса с начальной температурой 37 °С, на верхней торец которого падает лазерный пучок, расположение нижнего торца цилиндра соответствует глубине, ниже которой температура биоткани из-за лазерного облучения не изменяется и остается равной 37 °С.

Моделирование такого рода позволило автору не только найти предварительные параметры поля лазерного излучения, но и выявить эффекты лазерного воздействия на различные биологические ткани.



*Рис. 1.11.* Результаты моделирования теплового воздействия лазерного излучения для двух режимов облучения

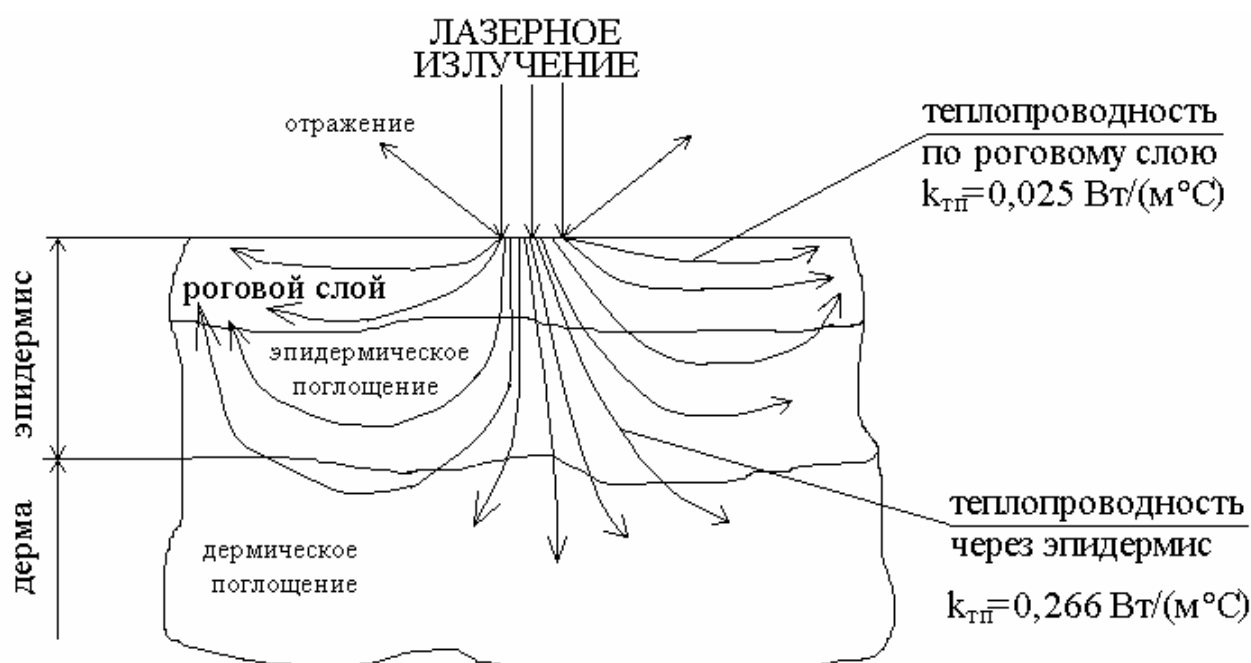
В частности, проведенные расчеты позволили обнаружить эффект тепловой локализации для импульсно-периодического режима облучения в сравнении с непрерывным и показать, что эта локализация не сопровождается увеличением температуры.

Рассмотрение теплового отклика нормальных и патологических тканей на низкоинтенсивное лазерное воздействие, по мнению автора [73], оказывается важным в лазерной терапии. Известно, например, что сопровождающая фотодинамическую терапию гипертермия ткани ведет к синергетическому эффекту. Кроме того, неконтролируемая гипертермия ведет к некоторым трудностям в дозиметрии излучения.

Произведенные расчеты температурных полей в коже 3-х добровольцев при ее облучении гелий-неоновым лазером мощностью 25 мВт (исходный радиус 0,5 мм) показывают, что имеются три контролируемых фактора, определяющих параметры области гипертермии (ее объем, глубину и уровни температур): мощность источника, размер и форма падающего пучка и условия теплообмена на границе. Даже при использовании маломощных лазеров необходимо принимать во внимание изменение температуры облучаемой области [74].

В результате проведенных исследований (например, [45]) установлено,

что коэффициент теплопроводности рогового слоя при поверхностном распространении тепловой энергии значительно (на порядок) отличается от среднего значения коэффициента при распространении теплового поля перпендикулярно эпидермису. В соответствии с полученными результатами предложена схема распространения тепла в эпидермисе (рис. 1.12), согласно которой распространение тепла по эпидермису происходит, в основном, не по его роговому слою, а за счет его внутренних слоев – шиповатого и базального, пропитанных тканевой жидкостью.



**Рис. 1.12.** Схема распространения тепла в эпидермисе

Таким образом, можно сделать вывод о том, что низкоинтенсивное лазерное излучение на клеточном уровне приводит к существенному изменению температуры в диапазоне констант биохимических реакций, а на уровне облучаемого участка эпидермиса вследствие преобразования поглощенной энергии в тепло дает увеличение температуры, что влечет за собой потери лазерной энергии на нагрев, а значит, уменьшение поглощенной дозы при терапии внутренних органов.

## **2 МЕТОДЫ НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ И ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ НА ИХ ОСНОВЕ ЛАЗЕРНЫХ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ УСТРОЙСТВ**

### **2.1 ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ И ОСНОВНЫЕ ПРИНЦИПЫ НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ**

Лазер – ахроним начальных букв пяти английских слов *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* – усиление света с помощью стимулированного излучения. Лазер – это свет, созданный гением человека. Он возник на базе самых современных достижений квантовой электроники и других научных открытий. К нему человечество шло довольно длинным путем на основе постепенного накопления научных знаний о световой энергии и опыта многих поколений ученых.

Свет является одной из форм существования материи. Благодаря ему возможна жизнь на Земле. Центральным источником света является Солнце, многие тайны которого привлекали человека на протяжении столетий и активно продолжают интересовать науку и в наше время. Солнце как светило окружено многими легендами и секретами, начало которых восходит к глубокой древности. Еще древние жители Вавилона почти 6 тысяч лет назад высказали свое предположение о том, что жизнь человека и окружающей природы непосредственно связаны с солнечным светом, а древние египтяне и жители Центральной Америки даже создали целое учение о божественной природе Солнца и как богу поклонялись ему. В античный период в Риме и Греции возникла монотеистическая религия, и богу Солнца Гелиосу приписывались многочисленные способности лечить и сохранять здоровье, а также изгонять злых духов, как причину болезни. С его именем и возник современный термин – гелиотерапия, лечение солнечным светом.

В средневековье господство христианства на многие годы подавило и запретило все научные исследования и применение в медицине солнечного

света. Только в конце восемнадцатого и особенно в девятнадцатом столетии в связи с развитием науки и успехов астрономии и физики вновь появился интерес к гелиотерапии, как к лечебному фактору. Наряду с использованием солнечного излучения проводились поиски альтернативных методов актино-терапии\*. В ряде стран были созданы оригинальные приборы, лампы и приспособления для выработки искусственного света. Некоторые из них сохранили свое значение и в наши дни (лампы ультрафиолетового света).

В 1899 г. датский врач Н. Финсен после ряда экспериментов создал систему ламп, обозначенную им как «искусственное солнце». Прибор пользовался большим успехом для лечения многочисленных заболеваний, включая туберкулез кожи. Заслуги Финсена были высоко оценены медицинской общественностью и автор получил за свои работы в 1903 г. Нобелевскую премию.

Учение А. Эйнштейна о спонтанном и стимулированном излучении и создание квантовой теории (1917) послужили предпосылкой для последующих работ и разработке лазеров.

Первые работы по реализации вышеуказанных научных теорий принадлежат выдающимся российским ученым-академикам Н.Г. Басову и А.М. Прохорову и американцам Ч. Таунсу и А. Шавлову, которые независимо друг от друга в результате многочисленных опытов разработали систему устройств по стимуляции пучка микроволн, которые они назвали «мазеры» – акроним «микроволновое усиление», вызванное стимулированной эмиссией излучения (1952-1957). Эти предшественники лазеров легли в основу для присуждения вышеуказанным авторам Нобелевских премий в 1964 г.

Первый работающий лазер на рубине создал в 1960 г. американский ученый из Малибу Т. Мейман. С этого времени отмечается большой интерес к лазерной технологии и начались разработки различных типов лазеров. Успех сопутствовал коллективу ученых во главе с А. Джаваном, которые созда-

---

\*актино... (греч.) – лучистый

ли в 1961 г. гелий-неоновый лазер. В дальнейшем этот лазер получил самое широкое распространение и пользуется популярностью и в наши дни. Почти в то же время американец Ф. Джонсон успешно испытал лазерную установку, в которой в качестве активного элемента использовал кристалл граната с вкраплением неодима. Этому лазеру была уготована не меньшая известность и широкое применение во многих областях хирургии и терапии. Через год (1962) американские ученые В. Беннет с коллегами оповестили мир о разработке аргонового лазера, а в 1964 г. Л. Патель выпустил после экспериментальной апробации лазер на углекислом газе. Указанный тип лазера долгие годы занимал ведущее место во многих странах при амбулаторных и стационарных операциях, а в последнее десятилетие эти лазеры мощностью от 500 милливатт до 4 ватт активно применяются в качестве низкоинтенсивной лазерной терапии.

Создание лазеров ознаменовало возникновение нового этапа в развитии медицины и вызвало большой энтузиазм среди врачей, биологов, биофизиков и других специалистов, имеющих отношение к живой материи, ибо производство новых приборов, устройств и аппаратов во все времена давало надежду на появление более совершенных методов диагностики и лечения.

Наибольшую известность за рубежом в области низкоинтенсивных лазеров получили исследования венгерского ученого Э. Мештера, на изолированных клетках и в эксперименте на животных он показал отсутствие роста экспериментального рака под влиянием облучения гелий-неоновым лазером, а в дальнейших работах обнаружил биостимулирующий эффект на раны и живые ткани. В последующие годы НИЛТ стала предметом для серьезного изучения в Японии (Т. Охширо и Р. Калдерхед, 1988; И. Кубота, 1990; Ямада, 1989), в Китае (Zhou Yocheng L.K., 1983), в Европе (I.B. Kovacs, 1974; S.M. England, 1985; M. Trelles, 1985), Канаде (F. Plog, 1980) и др.

Россия, а ранее СССР, была одной из первых стран в мире, которые активно включились в изучение эффективности низкоинтенсивных лазеров на биологические объекты. Трудно перечислить всех специалистов в этой об-



ласти, однако наибольшую известность получили работы: В.М. Инюшина, Н.Ф. Гамалеи, В.Н. Кошелева, Д.Л. Корытного, О.К. Скобелкина, Т.Й. Кару, В.В. Тучина, В.И. Козлова, Г.М. Капустиной, А.К. Полонского, С.Л. Загускина, В.А. Буйлина, В.М. Корочкина, М.Т. Александрова и многих других.

Следует отметить, что в наши дни идет постоянное совершенствование низкоинтенсивной лазерной техники и достигнуты серьезные успехи в этой области. Этому в немалой степени способствовали работы А.Р. Евстигнеева (КМТЛЦ ЛАН РФ, г. Калуга), В.Т. Ефименко, Е.В. Шалобаева (НПО «Скала», г. С.-Петербург), А.Я. Грабовщинера (МИЛТА ПКП-ГИТ, г. Москва), М.Н. Титова («Техника-Про», г. Москва), С.В. Москвина (НИЦ «Матрикс», г. Москва), А.И. Ларюшина (ФГУП НИИ «Полус» им. М.Ф. Стельмаха, г. Москва), В.Ф. Балакова («Символ» НПО Космического Приборостроения, г. Москва), А.П. Ромашкова (НПФ «Техкон», г. Пенза) и многих других. Разработанная в стенах вышеуказанных учреждений и предприятий лазерная медицинская техника пользуется наибольшей популярностью и известна во многих регионах России и за ее пределами.

Свет Солнца – это электромагнитное излучение широкого диапазона длин волн, то есть смесь различных цветов, взаимно ослабляющих биологическое действие друг друга (эффект фотопассивации). Поэтому человек может часами находиться на Солнце. Лазерное излучение монохроматично (одноцветно), когерентно и поляризовано: это один чистый цвет, предельно упорядоченное во времени и пространстве излучение, так сказать, эссенция, чистое вещество. Дозировка лазерного излучения при лечении (продолжительность процедуры 7-10 мин), естественно, сильно отличается от мероприятий на пляже. Современные технологии дали человечеству портативные и простые в употреблении терапевтические лазеры. Лазер – это кусочек Солнца в наших руках, который можно применить в любое удобное для нас время вне зависимости от времени суток и облачности на небе.

Энергию оптической области спектра принято называть *лучистой энергией*. Выделение этой области из электромагнитного спектра не является слу-

чайным: излучение оптической области спектра создается в результате электронного возбуждения атомов, колебательного и вращательного движения молекул. Излучения этого участка спектра обладают значительным фотоэлектрическим и фотохимическим действием.

Мощность излучения называется *лучистым потоком*, единицей измерения которого служит *ватт (Вт)*. Лучистый поток характеризуется распределением: а) по времени; б) по спектру; в) в пространстве.

Лучистый поток, излучаемый с единицы поверхности, называется *плотностью излучения (светность, яркость, интенсивность)*. Единица измерения плотности излучения имеет размерность  $Вт \cdot м^{-2}$ . За единицу светности принимают светность такой поверхности, которая с  $1 м^2$  излучает световой поток, равный  $1 лм (лм \cdot м^{-2})$ . Плотность излучения и светность характеризуют излучающую поверхность. Ниже приводятся плотности излучения некоторых поверхностей:

поверхность Солнца  $\sim 6,1 \cdot 10^7 Вт \cdot м^{-2}$ ;

нить лампы накаливания  $\sim 2 \cdot 10^5 Вт \cdot м^{-2}$ ;

колба люминесцентной лампы  $\sim 3 \cdot 10^2 Вт \cdot м^{-2}$ .

Низкоинтенсивные лазеры:

непрерывное излучение  $\sim 0,01-1 \cdot 10^{-3} Вт \cdot м^{-2}$ ;

импульсное излучение

(мощность импульса 7 Вт, длительность

импульса 100 нс, частота следования

импульсов 80-1500 Гц)  $\sim 1,12 \cdot 10^{-8} - 1 \cdot 10^{-7} Вт(Дж) \cdot м^{-2}$ .

Один кубический метр атмосферы в летний полдень содержит  $5 \cdot 10^{-6}$  Дж лучистой энергии).

Основываясь на анализе литературных сведений, можно представить возможные пути подведения НИЛИ в терапевтической практике следующим образом:

1) транскутанный (чрескожный) путь

– по способу контакта:

- а) с компрессией зоны облучения,
  - б) без компрессии зоны облучения;
- по фокусировке:
- а) фокусированным лучом,
  - б) расфокусированным лучом;
- по зонам облучения:
- а) по зонам Захарьина-Геда,
  - б) по биологически активным точкам,
  - в) на зону патологического очага,
  - г) комбинированный способ;
- по подведению к коже:
- а) дистанционный,
  - б) чрезсветоводный;
- 2) эндоскопический путь
- при гастроэзофагодуоденоскопии,
  - при колоноскопии,
  - при бронхоскопии,
  - при каваскопии, плевроскопии,
  - при артроскопии;
- 3) эндоваскулярный (внутрисосудистый) путь
- непосредственное внутрисосудистое облучение:
- а) через иглу,
  - б) через катетер;
- экстракорпоральное облучение:
- а) аппаратный («Изольда» и др.),
  - б) при плазмафорезе, гемосорбции;
- 4) чрезкатетерный путь при дренировании
- при микродренировании трахеи, бронхов, плевральной и др. стест-венных полостей,
  - при дренировании патологических полостей (абсцессов, кист и др.).

Строение выпускаемых в настоящее время лазерных терапевтических аппаратов (АЛТ) условно можно разбить на три части: базовый блок (питание, настройки), излучающие головки и насадки. Соединение этих частей позволяет подобрать оптимальный набор для применения с той или иной целью. Широко используемые сегодня в АЛТ выносные излучатели на основе диодных лазеров, преимуществами которых являются малые габариты и вес, низкие питающие напряжения, возможность прямой модуляции излучения током накачки, позволяют так же и в полной мере реализовать возможности блочного принципа, т.е. производить комбинацию излучателей. Малогабаритные излучающие головки можно подносить непосредственно к месту воздействия, выбрав ту или иную длину волны излучения.

На основании вышеизложенного, а также данных литературы, представляется целесообразным кратко охарактеризовать основные медико-технические параметры лазерной лечебно-диагностической установки будущего (табл. 2.1).

Табл. 2.1

Основные медико-технические параметры лазерной лечебно-диагностической установки будущего

№	Характеристика аппарата	Параметры
1	2	3
1	Длина волны излучения (регулируемая), мкм	0,37; 0,63; 0,89; 1,06; 10,6
2	Средняя мощность, мВт	2-100
3	Частота излучения, Гц	0-35 000
4	Режим работы	непрерывный/импульсный, ауторезонансный
5	Биофотометр (спектрофотометр)	п/автомат
6	Задатчик дозы облучения	то же
7	Задатчик облученности	— //—
8	Задатчик режима работы	— //—
9	Таймер	автомат
10	Набор световодных инструментов	экстра- и интракорпоральный режим облучения
11	Сканирующее устройство	автомат

## Продолжение табл. 2.1

1	2	3
12	Диагностическое устройство обратной связи, работающее в масштабе реального времени (датчики пульса, дыхания и т.д.)	то же
13	Микропроцессор и (или) компьютер с пакетом обучения, лечебных программ, компьютеризацией историй болезни	п/автомат с принтером
14	Принцип изготовления аппаратуры	модульный
15	Режим работы отдельных модулей	стационар/полевые условия
16	Варианты изготовления	поликлинический; клинический; научно-исследовательский

В настоящее время имеются только отдельные элементы предлагаемого медицинского лазерного лечебно-диагностического комплекса, который позволит осуществить индивидуальный подход к лечению каждого больного, оценивать эффекты лечения в масштабе реального времени, своевременно корректировать лечение больного и определять истинные сроки его реабилитации.

## 2.2 МЕТОД СКАНИРУЮЩЕЙ ЛАЗЕРОТЕРАПИИ И СКАНИРУЮЩИЕ ЛАЗЕРНЫЕ СТИМУЛЯТОРЫ

В последние годы благодаря совершенствованию аппаратуры для проведения лазеротерапии появилось много приборов, обеспечивающих различные варианты трансмиссии лазерного излучения. Применяют интравазальное (внутривенное и внутриартериальное) и неинвазивное (надсосудистое, сублингвальное) лазерное облучение крови, транскутанное (контактное и бесконтактное) облучение очага поражения. Характерно, что любой метод доставки лазерного излучения в организм оказывает как местное, так и дистантное влияние на сосуды микроциркуляторного русла пораженного органа, что проявляется увеличением количества функционирующих капилляров и скорости кровотока в пораженном органе. В условиях патологии это способствует стабилизации антиоксидантной системы и процессов перекисного окисления липидов, нормализации текучести крови, микроциркуляции и системной гемодинамики, активации системы неспецифической резистентности. Такой многогранный эффект при использовании минимальных доз лазерного излучения объясняется его способностью восполнить дефицит энергии на уровне информационного сегмента адаптационных реакций.

Заслуживают внимания сканирующие устройства, имеющие низкоэнергетические источники лазерного излучения красного (632,8 и 670 нм) и инфракрасного (830 нм) диапазонов, которые предназначены для бесконтактного воздействия на патологически измененные ткани с целью получения лечебного эффекта и проведения медико-биологических исследований.

Обычно при использовании разнообразных лазерных аппаратов на выходе излучателя имеется точка, которую с помощью специальных устройств расфокусируют с целью получения пятна, соответствующего облучаемой зоне. Объясняется это тем, что для облучения площади, соответствующей проекции сосудистого пучка или пораженной зоны, невозможно использовать устойчивую точку излучения, так как в точке имеется высокая плот-

ность мощности, что нежелательно для биологических тканей при воздействии на них с терапевтической целью. Именно поэтому обязательным условием обеспечения воздействия на соответствующую зону является расфокусировка луча. Следует подчеркнуть, что лазерный луч имеет свои физические характеристики и состоит из поперечных мод, что и определяет неравномерное поперечное распределение энергии в лазерном пучке. Следовательно, при расфокусировке луча обязательно создаются условия для неравномерного распределения и в соответствии с этим неравномерного воздействия лазерного излучения на всю площадь облучаемой поверхности, а также это сопровождается снижением плотности мощности излучения. Расфокусировка луча обеспечивает получение пятна излучения в форме круга, другие фигуры можно получить только с помощью соответствующих насадок, использование которых также снижает полезную мощность установки. Задача расчета терапевтической дозы при таком способе трансмиссии излучения представляется достаточно сложной [24].

Метод сканирующей лазеротерапии позволяет избавиться от перечисленных выше свойств лазерного излучения, получаемого при расфокусировке луча. Особенность метода сканирующей лазеротерапии заключается в бесконтактном воздействии сфокусированным лазерным лучом диаметром 3 мм и интенсивностью 20 мВт без потери мощности излучения на поверхность кожи с различной частотой сканирования. Облучение сфокусированным лучом дает возможность равномерно воздействовать дозированным излучением на каждую точку пораженной поверхности, но для этого луч должен перемещаться по всей поверхности, иными словами этого можно достичь, используя режим сканирования, который позволяет обработать зону любой конфигурации.

Воздействие на большие поверхности сфокусированным лучом обеспечивает передачу энергии излучения тканям за более короткое время по сравнению с облучением аналогичной пораженной поверхности расфокусированным лазерным лучом, так как за счет перемещения луча создаются условия

для последовательного периодического воздействия и равномерного распределения энергии лазерного излучения в зоне обрабатываемой поверхности, что позволяет получить лечебный эффект.

Существенным является тот факт, что при непрерывном излучении лазера создается импульсный режим облучения за счет пространственного перемещения луча для каждой отдельной точки поверхности. Это обеспечивает благоприятный режим лечения. Благодаря сканирующему устройству (рефлектору) можно подобрать соответствующую фигуру сканирования в соответствии с площадью и состоянием поверхности, подлежащей лечению, то есть проводить лечение пациентов по индивидуальной программе. Немаловажным представляется также тот факт, что использование метода сканирующей лазеротерапии позволяет уменьшить уровень облучения медицинского персонала, так как после начальной настройки управление стимулятором осуществляется автоматически.

Рассмотрим работу и принцип построения лазерных сканирующих стимуляторов на примере выпускаемых ЗАО НПО «СКАЛА» (г. Санкт-Петербург) стимуляторов лазерных сканирующих физиотерапевтических красного (СЛСФ-01.20К) и инфракрасного (СЛСФ-03.2ИК) диапазонов. Эти стимуляторы предназначены для бесконтактного воздействия на различные биологические структуры человеческого тела для терапевтического лечения широкого спектра заболеваний. Основные технические характеристики стимуляторов приведены в табл. 2.2 [75]. Внешний вид стимулятора СЛСФ-03.2ИК представлен на рис. 2.1, а структурная схема – на рис. 2.2.



Основные технические характеристики сканирующих лазерных стимуляторов

Характеристика	СЛСФ-01.20К	СЛСФ-03.2ИК
Мощность лазерного излучения, мВт	18±3	0...20 (плавно регулируемая)
Длина волны, мкм	0,632	0,83
Частота сканирования, Гц	0...300	
Амплитуда сканирования на расстоянии 1 м от дефлектора, мм	3...300	
Диапазон автоматической установки времени проведения процедуры, с	0...3599	
Потребляемая мощность, Вт	400	150

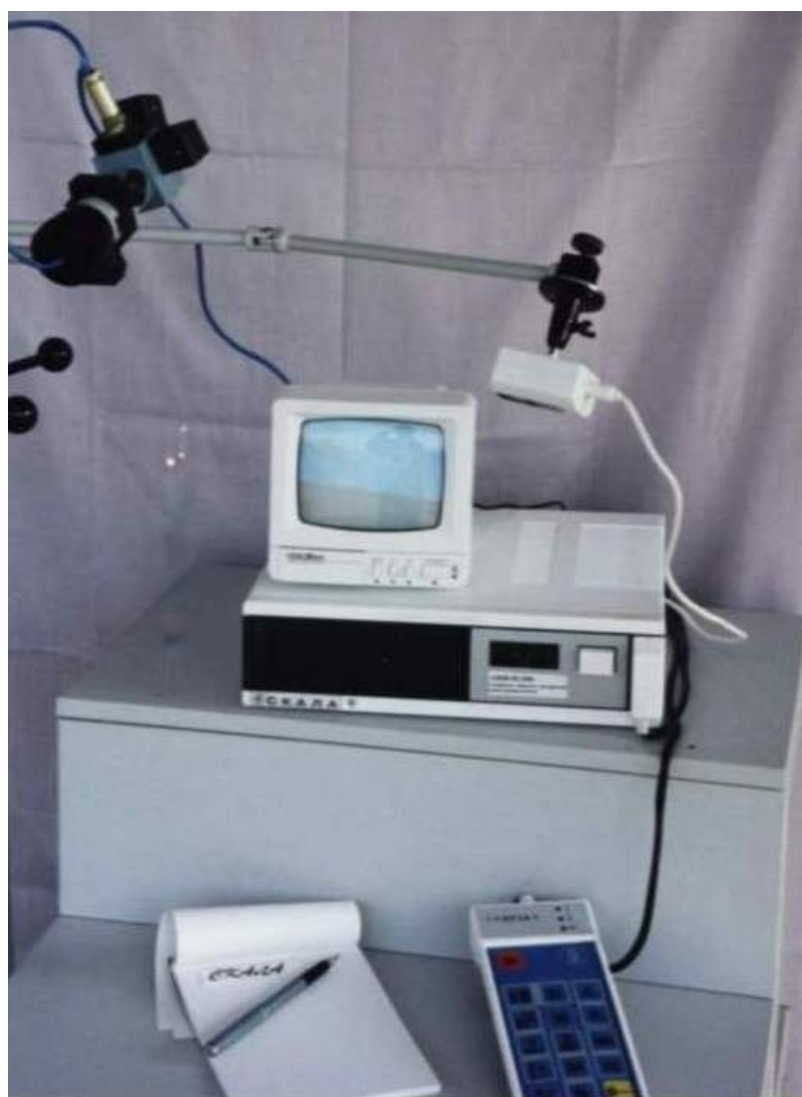
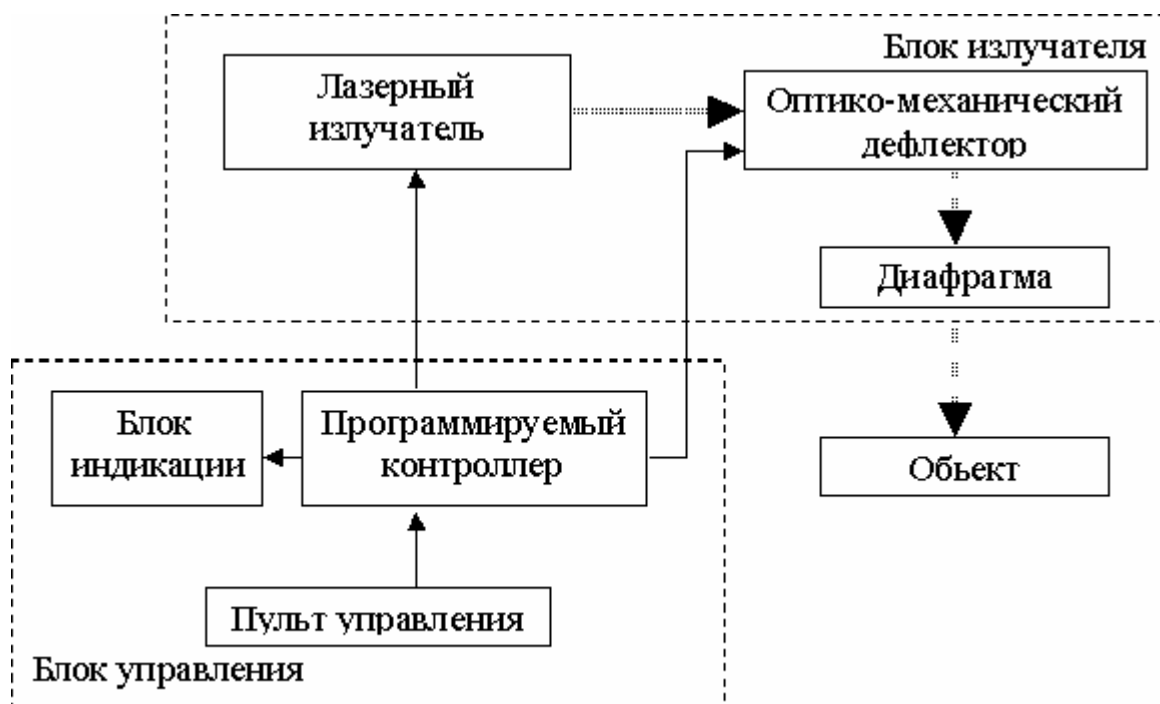


Рис. 2.1. Внешний вид стимулятора СЛСФ-03.2ИК



*Рис. 2.2.* Структурная схема лазерных сканирующих стимуляторов

Центральное место в сканирующих лазерных стимуляторах занимают оптико-механические дефлекторы – двухкоординатные электромагнитные устройства управления лазерном лучом в пространстве.

Используемый в лазерных сканирующих стимуляторах резонансный двухкоординатный дефлектор конструктивно решён двумя совместно работающими модуляторами, ориентированными в пространстве так, что оси поворота их отражающих поверхностей перпендикулярны друг другу. Каждый отдельно взятый модулятор включает в себя статор с двумя обмотками управления и постоянными магнитами и полый ротор, с закреплённым на его конце зеркалом. Ротор выполнен в виде цилиндра с центральным продольным отверстием с отсечёнными в средней части симметрично, относительно центральной продольной оси сегментами так, что ширина этой части в три раза больше её толщины. Концы ротора заключены в подшипники. Внутри полого ротора вставлен упругий элемент – торсион, его диаметр относится к толщине и длине ротора как 1:3:60. Одним концом закреплённый в начале ротора, торсион проходит по всей длине внутри ротора и крепится

другим своим концом к неподвижному наконечнику, зафиксированному, как и подшипники ротора, по одной оси в корпусе модулятора.

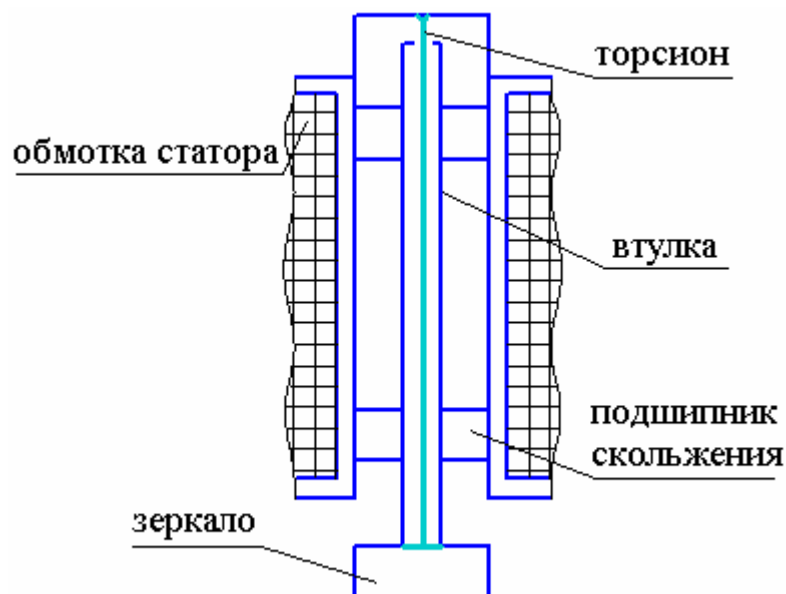
Отсутствие в используемой конструкции дефлектора каких-либо элементов с поступательным движением и размещением торсиона внутри полового ротора позволяет максимально уменьшить габариты, делает прибор удобным в эксплуатации и обеспечивает высокий ресурс работы при неизменном значении номинальных параметров.

Ограниченность угла отклонения зеркал в аналогичных конструкциях связана с габаритами модулятора, увеличение которого, кроме практических трудностей, влечёт за собой увеличение числа витков в обмотках и, соответственно, увеличение индуктивности катушек, что ограничивает частоту сканирования. Используемое в лазерных сканирующих стимуляторах устройство свободно от таких взаимно ограничивающих факторов. При его работе угол пространственной развёртки луча 20 градусов (вместо 12 градусов аналога), а частота сканирования 320 Гц (в три раза больше, чем у аналога).

Источником движения в используемой конструкции служит моментный двигатель (МД). Моментным двигателем называется электромеханический преобразователь, у которого на вход подается электрический сигнал постоянного или переменного тока, а выходом является электромагнитный момент. При этом, в рабочем режиме ротор двигателя либо неподвижен, либо вращается, но с малой частотой. С учетом рабочего режима МД энергия, подводимая к нему из сети, почти полностью выделяется в виде тепла в обмотках двигателя. Момент, развиваемый двигателем, уравнивается механической пружиной (торсионом), а выходом прибора является угол поворота, зависящий от сигнала, подаваемого в обмотку управления (ОУ).

Данный двигатель относится к классу поляризованных МД, в которых поток в зонах взаимодействия статора и ротора создается совместно с постоянным магнитом (ПМ) к ОУ. Двигатель – двухполюсный. В одних воздушных зазорах моментного двигателя магнитодвижущая сила (МДС) ПМ и ОУ, а, следовательно, и соответствующие индукции направлены согласно, а в

других – встречно. В результате возникает реактивный вращающий момент, направленный в сторону уменьшения магнитного сопротивления тех воздушных зазоров, в которых индукции складываются (рис. 2.3).

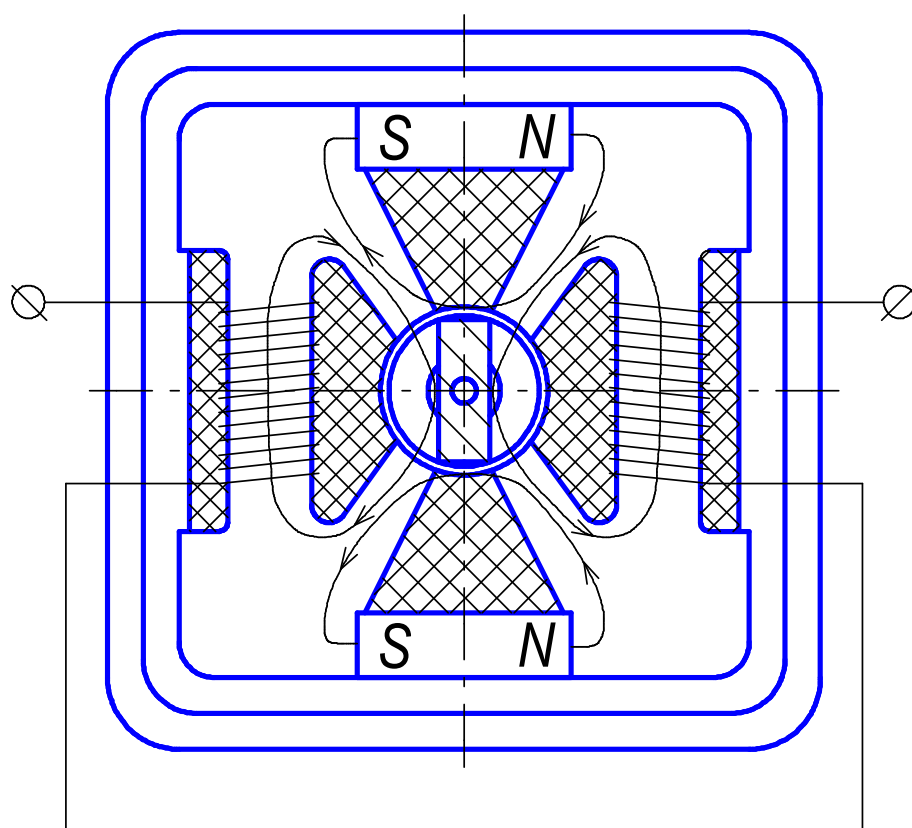


**Рис. 2.3.** Схема дефлектора

Питание ОУ осуществляется постоянным током: для реверсирования МД надо изменить направление тока в ОУ. Диапазон углов поворота составляет несколько градусов. При небольших отклонениях ротора от среднего положения момент пропорционален току ОУ и мало зависит от угла поворота ротора. Так как основная доля в суммарном потоке МД приходится на поток постоянного магнита, потребляемая мощность на единицу момента, а также постоянная времени – небольшие.

Устройство работает следующим образом. На рис. 2.4 показано направление магнитной индукции при определённом направлении тока в обмотках, и видно, что в нижней левой и верхней правой частях статора магнитные поля постоянных магнитов и обмоток управления складываются, а в правой нижней и левой верхней – вычитаются. В этом случае ротор будет поворачиваться по часовой стрелке. При прохождении переменного тока че-

рез витки обмоток, частота и амплитуда которого задаются блоком управления в зависимости от необходимой траектории сканирования, возникающее переменное магнитное поле приводит ротор во вращательно-колебательное движение. При этом роль силы, пропорциональной величине угла поворота ротора и возвращающей его в первоначальное положение, играет сила упругости, возникающая при скручивании торсиона. Вместе с ротором колеблется закреплённое на нём зеркало, а отражённый от него оптический луч совершает колебательное движение, описывая траекторию, заданную блоком управления.



**Рис. 2.4.** Направление магнитной индукции

Режим сканирования устанавливается путем выбора необходимой фигуры сканирования с возможностью плавного изменения ее геометрических размеров по обеим координатам или по каждой в отдельности, в зависимости от размеров и формы облучаемой поверхности. Фигуры сканирования могут быть различными и задаются в соответствии с патологическим процессом,

имеющимся у больного, и формой облучаемой поверхности (табл. 2.3) [23].

Табл. 2.3

Перечень кадров, записанных в памяти блока управления

№ кадра	Параметры	Описание кадра	Условно-графическое изображение
00	$F1=0$ Гц; $F2=0$ Гц $A1=0$ $A2=0$	Точка	•
01	$F1=1$ Гц; $F2=0$ Гц $A1=99$ $A2=0$	Точка, колеблющаяся с частотой 1 Гц и максимальной амплитудой по координате X	• • •
02	$F1=0$ Гц; $F2=1$ Гц $A1=0$ $A2=99$	Точка, колеблющаяся с частотой 1 Гц и максимальной амплитудой по координате Y	• • •
03	$F1=1$ Гц; $F2=320$ Гц $A1=99$ $A2=99$	Отрезок, колеблющийся с частотой 1 Гц и по координате X	—
04	$F1=320$ Гц; $F2=1$ Гц $A1=99$ $A2=99$	Отрезок, колеблющийся с частотой 1 Гц и по координате Y	—
05	$F1=320$ Гц; $F2=320$ Гц $A1=99$ $A2=99$	Неподвижная окружность	○
06	$F1=310$ Гц; $F2=320$ Гц $A1=99$ $A2=99$	Развертка с медленным преобразованием в линию (вращающаяся окружность)	○
07	$F1=165$ Гц; $F2=320$ Гц $A1=99$ $A2=99$	Горизонтальные «очки» (Лемниската)	∞
08	$F1=320$ Гц; $F2=165$ Гц $A1=99$ $A2=99$	Вертикальные «очки» (Лемниската)	∞
09	$F1=320$ Гц; $F2=318$ Гц $A1=99$ $A2=99$	Фигура Лиссажу (сетка)	■

Применение кадров 01, 02, 03, 04 возможно в разном частотном режиме. Частота колебаний точки или отрезка регулируется с помощью кнопки  $F/f$  на пульте управления. При использовании кадров 05, 06, 07, 08, 09 применяют амплитудную модуляцию фигур сканирования, что позволяет воздействовать на каждую точку облучаемой поверхности с определенной частотой, которая накладывается на частоту сканирования. Например, из кадра

05 (неподвижная окружность) можно получить спираль Архимеда. Из кадра 06 (вращающаяся окружность) можно получить комбинацию спирали Архимеда, вращающейся окружности с преобразованием в точку и возвратом в исходную фигуру. Из кадра 07, 08 (горизонтальные и вертикальные «очки» – Лемниската) можно преобразовать имеющуюся фигуру до точки с возвратом к исходной фигуре. Из кадра 09 (сетка – фигура Лиссажу) с включенным фазовым вращением и модуляцией можно преобразовать имеющуюся фигуру аналогично кадрам 07, 08, то есть преобразовать фигуру до точки с возвратом к исходной фигуре. Кроме того, необходимая конфигурация сканирования может быть задана путем фазового вращения базовых фигур с возможностью остановки в нужной фазе. В зависимости от показаний к применению предусмотрено изменение частоты сканирования от 0 до 320 Гц.

Для повышения стимулирующего эффекта применяется режим амплитудной модуляции фигур сканирования в точку от заданного или до заданного размера и исключением облучения определенной зоны с возможностью дискретного изменения частоты модуляции. Иными словами, амплитудная модуляция позволяет воздействовать с определенной частотой на каждую точку, заключенную внутри фигур сканирования.

Помимо непрерывного режима излучения лазера в аппарате возможно задание импульсного режима работы с изменением длительности импульсов и скважности. Это способствует усилению стимуляционного эффекта лазерного излучения на пораженные ткани за счет наложенного на непрерывное лазерное излучение импульсного режима, обеспечиваемого сканированием. Максимальная частота следования импульсов 50 Гц, а максимальное отношение длительности импульса к задержке 1:100.

Максимальное расстояние от среза сканирующего устройства (дефлектора) до облучаемой поверхности кожи 1 м. Расчет терапевтической дозы лазерного излучения для кадров с максимальным значением амплитуды сканирования за одну минуту проведения процедуры на расстоянии от объекта 1 м представлен в табл. 2.4 [25].

Расчет терапевтической дозы лазерного излучения

№ кадра	Площадь облучаемой поверхности, см <sup>2</sup>	Терапевтическая доза, Дж/см <sup>2</sup>
01	6	6,57
02	6	6,57
03	280	3,54
04	280	3,54
05	380	0,57
06	418	0,57
07	490	0,7
08	490	0,7
09	784	1,49

При уменьшении амплитуды сканирования, то есть размеров фигур соответствующих кадров, доза энергетической экспозиции ( $D$ ) для каждой точки облучаемой поверхности увеличивается. Расчет для индивидуально подобранных кадров проводят по формуле:

$$D = \frac{P \cdot [90 - \arcsin(1 - d/L)]}{180 \cdot f \cdot S}, \quad (2.1)$$

где  $P$  – мощность источника лазерного излучения;

$d$  – диаметр лазерного пятна;

$L$  – геометрический размер фигуры;

$f$  – суммарная частота сканирования;

$S$  – площадь фигуры.

Блок управления аппарата предназначен для выработки управляющих сигналов, поступающих на оптико-механический дефлектор и блок излучателя в соответствии с программой, которая задается при помощи пульта управления. В блоке управления используется два вида памяти – постоянная (ПЗУ) и оперативная (ОЗУ). В ПЗУ находятся 10 наиболее часто используемых кадров с возможностью их дальнейшей модификации. Управление параметрами сканирования и лазерного излучения осуществляется с помощью пульта управления.



Из вышеизложенного следует, что сканирующая лазеротерапия, как другие методики лазеротерапии, в клинической практике может применяться как самостоятельный метод лечения, так и в комплексном лечении больных в сочетании с лекарственными препаратами и методами эфферентной терапии. Метод сканирующей лазеротерапии эффективен при различной патологии, что обусловлено особенностями трансмиссии лазерного излучения в патологически измененные ткани.

## **2.3 МЕТОД ЛАЗЕРНОЙ ХРОНОТЕРАПИИ В РЕЖИМЕ БИОУПРАВЛЕНИЯ И ЛАЗЕРНАЯ БИОУПРАВЛЯЕМАЯ АППАРАТУРА**

В прямых экспериментах на тканевом уровне доказано, что фазы усиления энергетики клеток совпадают с увеличением кровенаполнения ткани [29, 30]. Следовательно, благоприятные моменты лазерного терапевтического воздействия должны приходиться на фазы систолы и вдоха самого больного. Технически это оказалось возможным реализовать в автоматическом режиме биоуправления сигналами с датчиков пульса и дыхания, расположенных на теле пациента.

При расположении датчика на меньшем расстоянии от сердца, чем область облучения (патологии) вводится задержка с учетом скорости распространения пульсовой волны. Таким образом, относительно рекомендуемого уровня интенсивности (мощности) лазерного воздействия во время выдоха и во время диастолы синхронно снижается уровень интенсивности (мощности). Этим достигается устранение относительно сильных воздействий в неблагоприятные моменты, когда из-за уменьшения энергетического обеспечения возможны пессимальные и парабактериальные реакции клеток. Наоборот, в моменты увеличения кровенаполнения, увеличения транспорта энергетических метаболитов и диффузии кислорода в клетки уровень лазерного воздействия достигает рекомендуемого (методикой, утвержденной Минздравом) уровня.

Благодаря такой синхронизации изменений интенсивности лазерного воздействия и изменений кровенаполнения ткани резко расширяется диапазон положительных реакций клеток, увеличивается их чувствительность и уменьшается вероятность передозировки лазерного воздействия. Сигналы датчиков пульса (оптическая пара светодиод-фотодиод в виде прищепки на палец) и дыхания (термосопротивления возле носа реагируют на изменение температуры при дыхании) в автоматическом режиме синхронно изменяют в ритмах кровотока интенсивность лазерного излучения.

Обычная глубина амплитудной модуляции суммарного сигнала с датчика пульса и с датчика дыхания составляет 30 %. Однако при определенных видах патологии и локализации патологического очага, когда известно о преимущественном ослаблении микроциркуляции в венозной или в артериальной части капиллярного русла, нарушениях функции преимущественно артериол или венул, соотношение глубин модуляции изменяется в соответствующую сторону. Например, в аппаратах «АЛТО-БИО» и «РИКТА-05-БИО» автоматически устанавливается оптимальное соотношение глубин модуляции сигналами датчиков пульса, дыхания и тремора в соответствии с особенностями патологии (гипоксия, артериальная или венозная гиперемия), выбранной для лечения путем установки одной из 4-х мод, к которой отнесена в инструкции данная болезнь.

В качестве несущей частоты в биоуправляемом режиме лазерной терапии используется частота  $10 \pm 3$  Гц, соответствующая ритму тремора мышц и элонгации. Совпадение этих частот эволюционно закономерно, так как ритм тремора отражает работу «периферических сердец», еще одну важную составляющую в спектре частот микроциркуляции, энергетически обеспечивающую элонгацию – в том же ритме присоединение аминокислот при синтезе белка на рибосомах. Методом ультрафиолетовой прижизненной фотометрии авторами [31] показана возможность самосинхронизации рибосом и отдельных участков клетки всего за 2-3 периода колебаний, то есть за 0,3 с. Поэтому используемая в качестве несущей частота  $10 \pm 3$  Гц не требует синхронизации с использованием каких-либо датчиков для биоуправления. Вместе с тем, эта составляющая в отличие от используемых при обычной лазерной терапии не имеет фиксированного значения, а варьирует в диапазоне от 7 до 13 Гц, как и реальные биоритмы.

Термин «биоуправление» используется разными авторами для совершенно разных случаев использования обратных связей и сигналов от биологического объекта. Все предложенные методы применяют известные из теории автоматического управления способы регуляции по отклонению или

регуляции по возмущению, имея целью стабилизировать или удержать в нужном диапазоне регулируемые по обратной связи те или иные параметры биообъекта. Так, например, обеспечивается изменение тока стимуляции биологически активной точки в зависимости от каких-либо ее характеристик (электропроводности, тонуса ткани и др.), нагрузки на организм в зависимости от изменения частоты пульса и т.д.

В случае лазерной хронотерапии решается принципиально новая задача синхронизации воздействия с усилением кровенаполнения ткани, что равноценно внутренним многочастотным контурам управления естественных регуляторных систем организма. Согласование путем перестройки местного кровотока в области патологии с центральным кровотоком усиливает взаимосвязь и интегральную целостность всего организма. Решается задача не увеличения стабильности отдельной подсистемы, а усиления взаимозависимости и интеграции центра и периферии за счет искусственной внешней связи.

Попытки некоторых авторов использовать лишь отдельные составляющие такого биоуправления, например использовать сигналы для модуляции лазерного и иного воздействия только с датчика пульса или только с датчика дыхания, в принципе противоречат идеи такого биоуправления. Использование только сигналов датчика пульса или только сигналов датчика дыхания больного может усугубить разбаланс артериального притока и венозного возврата крови в капиллярном русле органа и ткани в месте патологии и затруднить лечение.

Биоуправляемая хронофизиотерапия (в том числе лазерная) по сравнению с традиционными методами имеет следующие преимущества:

1. Системный характер лечения – устраняет не только следствия, но и саму причину болезни благодаря иммунокоррекции, увеличению антиоксидантной защиты, устранению десинхронозов, лимитирующих звеньев общей гармонии организма, нормализации ритмов кровотока, согласованию ритмов регионального и центрального кровотока.

2. Отсутствие вредных или побочных эффектов благодаря учету индивидуальных биоритмологических особенностей пациента, синхронизации воздействия с нужными фазами всего спектра ритмов кровотока, исключению частот воздействия, превышающих лабильность клеток и тканей, и частот канцерогенного действия.

3. Стабильность лечебного эффекта благодаря образованию экспериментально доказанной тканевой памяти по типу натурального условного рефлекса в результате сочетания дыхания пациента как условного сигнала и реакции капиллярной сети как трофического подкрепления при усилении в моменты вдоха физиотерапевтического воздействия.

4. Отсутствие адаптации ткани к физиотерапевтическому воздействию благодаря неравномерности пульса и дыхания пациента.

5. Пространственная избирательность воздействия в месте патологии благодаря интерференции разных близких частот суммарного выходного сигнала.

6. Автоматическое индивидуальное дозирование лечебного воздействия благодаря учету фаз всего спектра биоритмов пациента и использованию биологического таймера, единицей времени которого является не секунда или минута, а межпульсовый интервал.

7. Активное участие пациента в лечении благодаря условиям психотерапии и аутотренинга.

8. Адекватность формы суммарного воздействия восстановлению оптимальной микроциркуляции в месте патологии за счет регуляции соотношения глубин модуляции по пульсу и дыханию соответственно нарушениям в артериальной и венозной частях капиллярного русла.

9. Гармонизация всех факторов местного кровотока благодаря согласованию величин сигналов в регуляции венозного возврата, нагнетающего и функции «периферических сердец» мышечного тремора (частота  $10 \pm 3$  Гц обеспечивает эффект биомеханической стимуляции) в соответствии с доказанным нами явлением многочастотного параллельного резонансного захва-

та.

10. Усиление и увеличение глубины форетического введения лекарственных веществ, благодаря согласованию электро-, ультразвукового и другого воздействия с ритмами кровотока.

11. Увеличение эффективности разных видов массажа и воздействий на биологически активные точки за счет согласования с ритмами осмотических процессов и кровотока, а также учету других биоритмологических особенностей пациента.

12. Отсутствие нарушений реологических свойств форменных элементов крови, благодаря синхронизации воздействия со всем спектром ритмов кровотока.

13. Усиление скорости внутриклеточной и клеточной регенерации и тканевой пролиферации благодаря учету биофизических механизмов взаимодействия ритмов функциональной нагрузки с ритмами энергетики и трофики, изученных на уровне клетки, ткани и органа (энергетической параметрической зависимости величины и знака функциональной индукции восстановительных процессов).

14. Повышение качества регенерации без грубых нарушений соотношения разных видов клеток благодаря восстановлению нормального спектра кровотока и исключению тем самым трофической дискриминации разных клеточных элементов, различающихся по своей энергоемкости и лабильности.

15. Замедление старения за счет устранения лимитирующего звена в поддержании интегральной гармонии ритмов организма и нормализации в отдельных местных очагах патологии, системах и органах.

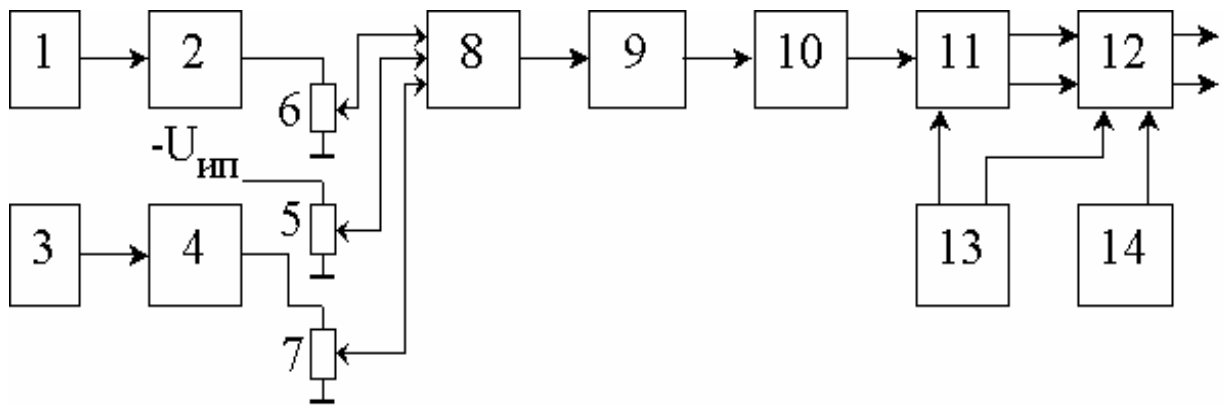
16. Возможность оперативного контроля состояния пациента и хронодиагностики до, во время и после сеанса физиотерапии.

17. Возможность адаптивной индивидуальной коррекции и оптимизации параметров воздействия в ходе сеанса и курса лечения.

18. Возможность гармоничного сочетания разных видов физиотерапии

между собой и с дыхательной гимнастикой.

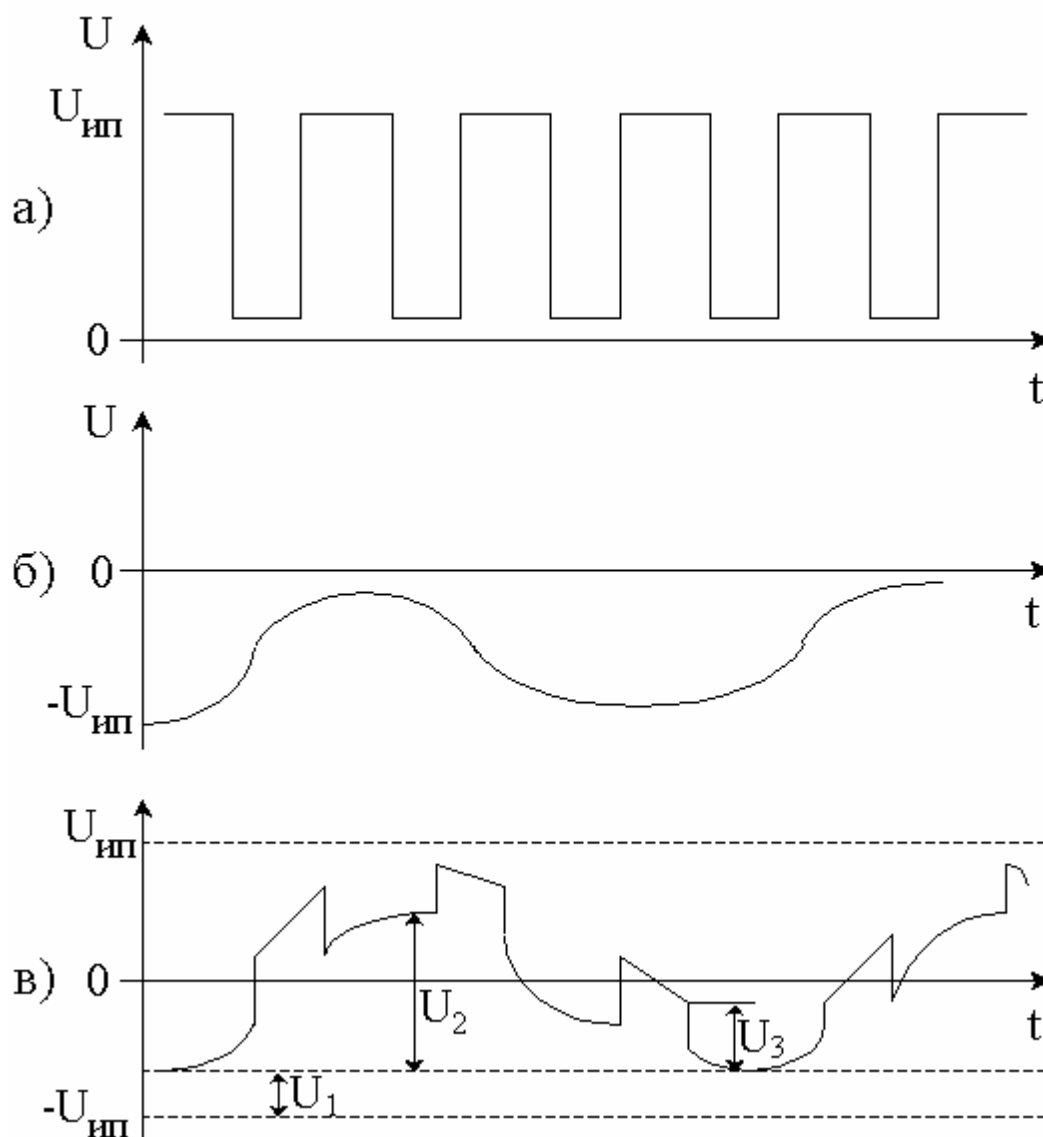
В основу существующих лазерных биоуправляемых аппаратов (рис. 2.5) заложен принцип построения устройства для физиотерапии [34], которое содержит: датчик пульса 1, первый усилитель 2, датчик дыхания 3, второй усилитель 4, первый, второй, третий потенциометры (5, 6, 7), сумматор 8, линию задержки 9, усилитель мощности 10, переключатель полярности 11, коммутатор 12, блок управления и индикации 13 и генератор 14.



**Рис. 2.5.** Функциональная схема устройства для физиотерапии с биоуправлением

Устройство работает следующим образом. Предварительно устанавливаются датчик дыхания 3 на специальном поясе на грудную клетку пациента, а датчик пульса 1 приводится в контакт с одним из пальцев пациента.

Первый усилитель 2 осуществляет преобразование электрического сигнала с датчика пульса 1, представляющего собой оптронную пару, в напряжение вида (рис. 2.6а). Каждый отрицательный импульс напряжения соответствует одному сердечному сокращению пациента.



**Рис. 2.6.** Диаграммы, поясняющие работу устройства

Второй усилитель 4 преобразует электрический сигнал с датчика дыхания 3 в напряжение вида (рис. 2.6б). При вдохе происходит увеличение напряжения на выходе усилителя, при выдохе – уменьшение. Напряжения с выходов первого и второго усилителей 2, 4 через второй 6 и третий 7 потенциометры подаются на первый и третий входы сумматора 8, причем первый вход сумматора инверсный, а третий – прямой. На выходе сумматора 8 будет иметь напряжение вида (рис. 2.6в), где  $U_1$  – постоянная составляющая выходного напряжения сумматора 8 (регулируется с помощью первого потенциометра 5),  $U_2$  – составляющая, пропорциональная изменениям объема



грудной клетки, вызванным дыхательной деятельностью пациента (регулируется с помощью третьего потенциометра 7),  $U_3$  – составляющая, обусловленная сердечной деятельностью (регулируется с помощью второго потенциометра 6).

Напряжение с выхода сумматора 8 подается на линию задержки 9, где происходит задержка, необходимая для учета скорости распространения пульсовой волны и венозного кровотока под действием дыхательного подсоса в соответствии с расстоянием от датчиков до места физиотерапевтического воздействия. Далее напряжение усиливается усилителем 10 мощности, который представляет собой двухтактный усилитель. Особенностью является то, что выходное напряжение снимается не относительно средней точки, а относительно минуса источника питания. Этим выходное напряжение сдвигается в область одного знака.

Следующий за усилителем мощности 10 переключатель полярности 11 служит для изменения полярности выходного напряжения.

Коммутатор 12 осуществляет следующие функции:

- модулирует входное напряжение частотой 10 Гц, поступающей с генератора 14;

- при наличии на третьем входе низкого уровня напряжения коммутатора 12 ограничивает выходное напряжение величиной прямого постоянного напряжения на диодах (порядка 0,5 В), что необходимо для формирования паузы после воздействия тока на пациента.

Блок управления и индикации 13 осуществляет следующие функции:

- задает требуемую полярность выходного напряжения. Положительной считается полярность, когда на активном выходе высокий уровень напряжения, а на индифферентном – низкий;

- выдает на выход коммутатора 12 необходимый уровень напряжения в зависимости от выбранного режима чередования воздействия тока и пауз;

- задает режим чередования воздействия пауз, а также длительность сеанса;

– осуществляет индикацию режимов работы.

Осуществление в рассматриваемом устройстве синхронизации воздействия с ритмом пульса и дыхания уменьшает время лечения.

Рассмотрим аппаратную реализацию метода лазерной хронотерапии в режиме биоуправления и основные принципы построения устройств на его основе на примере лазерного терапевтического устройства, на базе которого Научно-производственным лазерным Центром «ТЕХНИКА» (г. Москва) разработан и серийно выпускается аппарат лазерной терапии «МУСТАНГ-БИО» (модели 016, 017, 022) [76].

Рассматриваемое устройство направлено на повышение врачебного эффекта при использовании лазерной терапии за счет точной дозировки интенсивности лазерного воздействия в соответствии с энергетикой основных биоритмов (дыхание, пульс), частотной модуляции лазерного воздействия, соответствующей одновременно трем частотам основных биоритмов (дыхание, пульс, ритм мышечного тремора), и отсутствие эффекта адаптации (привыкания) организма к лазерному воздействию постоянной частоты.

Данная задача решается тем, что лазерное терапевтическое устройство включает в себя датчики пульса и дыхания, связанные через усилители сигналов датчиков пульса и дыхания с АЦП и последовательно соединенные с АЦП процессор обработки сигналов, ЦАП, блок адаптеров, источники лазерного излучения. Кроме того дополнительно между процессором обработки сигналов и ЦАП установлен прерыватель, другой вход которого соединен с генератором плавающей частоты 7-14 Гц с периодом ее изменения 0,2-0,4 с. При этом усилитель сигналов датчика пульса выполнен обеспечивающим получение выходного сигнала, аналогичного по форме входному, а процессор обработки сигналов – обеспечивающим суммирование в цифровых кодах усиленных сигналов датчиков пульса и дыхания.

Установка между процессором обработки сигналов и ЦАП прерывателя, другой вход которого соединен с генератором плавающей частоты 7-14 Гц с периодом ее изменения 0,2-0,4 с, обеспечивает частоту лазерного воз-

действия в соответствии с частотой ритма мышечного тремора (ритм мышечных колебаний, обеспечивающих капиллярный кровоток). Эта частота зависит от конкретного пациента, места патологии, времени суток и др., а ее величина в зависимости от этих факторов может изменяться от 7 до 14 Гц. То есть частотная модуляция, осуществляемая при помощи прерывателя, связанного с генератором плавающей частоты 7-14 Гц с периодом ее изменения 0,2-0,4 с, позволяет гарантированно в определенный момент времени воздействовать лазерным излучением с частотой, совпадающей с истинной частотой ритма мышечного тремора.

Можно также отметить, что определить эту истинную частоту именно в конкретном месте воздействия лазерного излучения довольно трудно, а в большинстве случаев вообще не представляется возможным. Как показали исследования, наиболее эффективно лазер воздействует при периоде изменения частоты 7-14 Гц, равном 0,2-0,4 с, что соответствует средней частоте дыхания, чем и обусловлена указанная величина периода изменения частоты генератора. Но изменение в ходе лазерной терапии частоты лазерного воздействия позволяет исключить нежелательный эффект адаптации (привыкания) организма. Указанные выше факторы способствуют повышению врачебного эффекта.

Обработка сигналов процессором обеспечивает суммирование в цифровых кодах усиленных сигналов датчиков пульса и дыхания, что позволяет повысить точность дозировки интенсивности лазерного воздействия за счет выработки на выходе суммарного сигнала, который является в дальнейшем управляющим для источника лазерного излучения, соответствующим энергетике двух основных биоритмов (пульс, дыхание), а также осуществить лазерное воздействие в соответствии с величиной частоты этих биоритмов.

При этом эффект от использования предлагаемого устройства имеет резонансный характер, состоящий в резком увеличении врачебного эффекта за счет одновременного воздействия на пациента следующих факторов:

- повышенная точность дозировки интенсивности лазерного излуче-

ния, так как в каждый момент интенсивность лазерного излучения соответствует истинной энергетике основных биоритмов (пульс, дыхание);

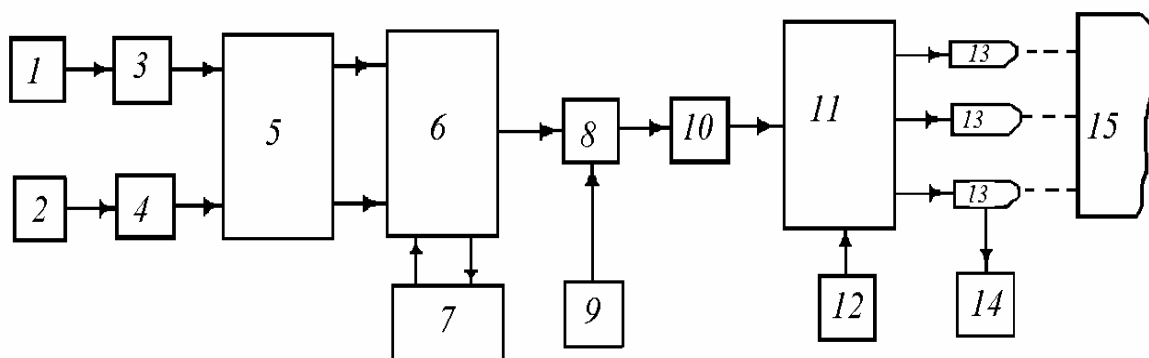
– однозначное совпадение индивидуальной величины ритма мышечного тремора конкретного пациента с частотой воздействия на него лазерного излучения;

– одновременное временное воздействие лазерным излучением с частотами, совпадающими с частотами трех основных биоритмов (пульс, дыхание, ритм мышечного тремора), базовых для всех других физиологических ритмов и определяющих ритмы энергетического обеспечения организма;

– исключение нежелательного эффекта адаптации (привыкания) к воздействию лазерного излучения постоянной частоты.

Таким образом, результатом использования предлагаемого устройства является синергетический эффект, состоящий в том, что результирующий эффект от заявленной совокупности признаков превышает его ожидаемую величину, обусловленную известными свойствами отдельных признаков, входящих в эту совокупность.

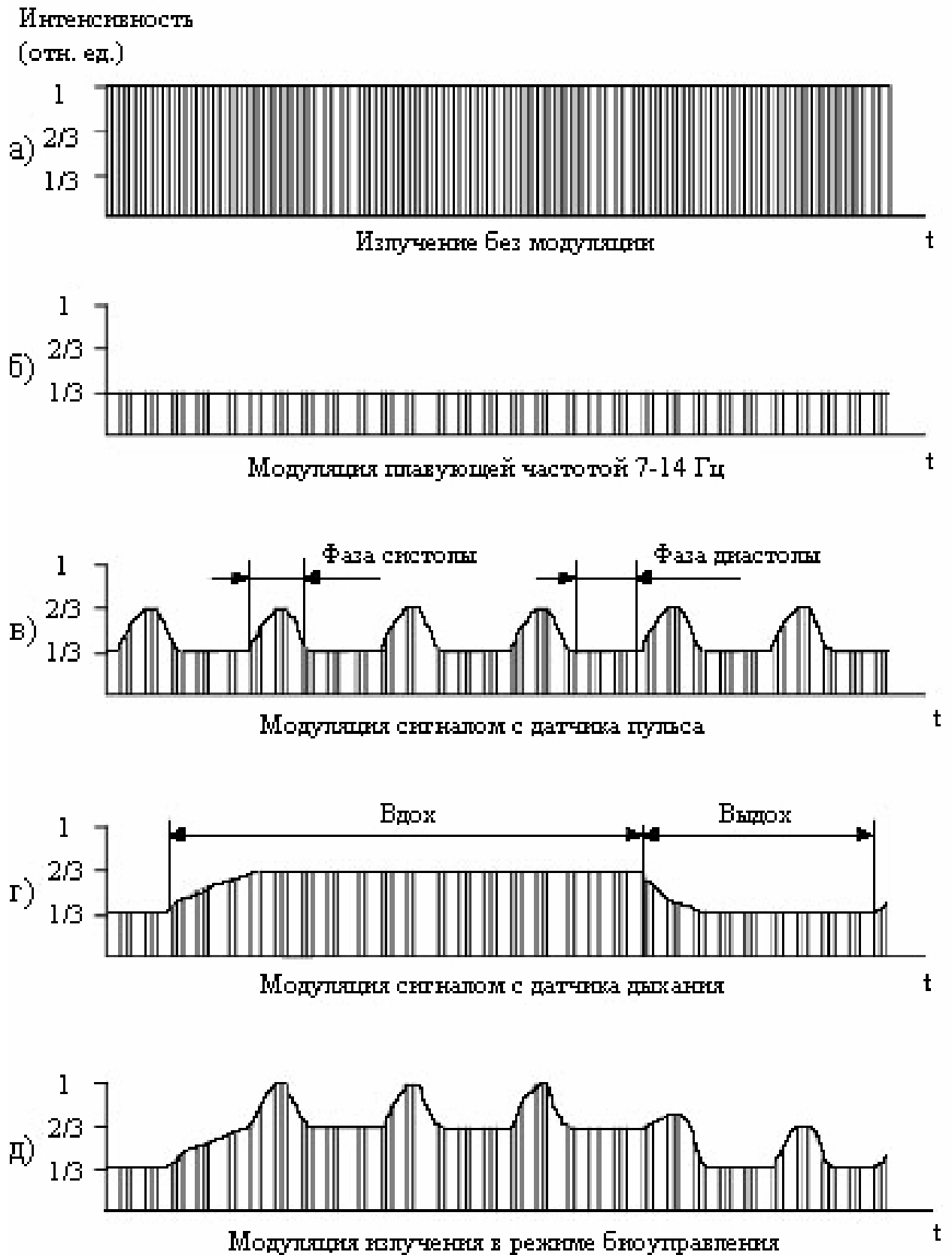
Структурная схема данного аппарата представлена на рис. 2.7, сигнал без модуляции и модуляция плавающей частотой 7-14 Гц соответственно рис. 2.8 (а, б), форма сигнала датчика пульса на входе в АЦП, форма сигнала датчика дыхания на входе в АЦП, форма суммарного сигнала на выходе ЦАП, соответственно, – рис. 2.8 (в, г, д).



**Рис. 2.7.** Структурная схема лазерного терапевтического аппарата «МУСТАНГ-БИО»

Лазерное терапевтическое устройство содержит датчики пульса 1 и дыхания 2, каждый из которых через усилитель 3 и усилитель 4, соответственно, связан с АЦП 5. Выход АЦП по каналам передачи усиленных сигналов датчиков 1 и 2 в цифровых кодах соединен с процессором 6 обработки сигналов, к которому подключен также вход и выход блока индикации и управления 7. По каналу лазерной терапии процессор 6 обработки сигналов соединен через прерыватель 8, к другому его входу подключен генератор 9 плавающей частоты 7-14 Гц с периодом ее изменения 0,2-0,4 с, с ЦАП 10. Выход ЦАП 10 через блок 11 адаптеров, снабженный кнопкой 12 переключения каналов, соединен с источниками 13 лазерного излучения, которые также связаны с блоком 14 индикации мощности. Позицией 15 обозначена облучаемая поверхность.

Датчики пульса 1 и дыхания 2 представляют собой фотоэлектрический датчик пульса и термосопротивление (термистор), вырабатывающие такой же аналоговый сигнал формы, как и представленный на рис. 2.8 (в, г). Усилители 3 и 4 представляют собой известную конструкцию и обеспечивают получение усиленного сигнала на выходе, по форме аналогичного входному сигналу за счет того, что имеют постоянную величину коэффициента усиления во всем диапазоне изменения амплитуды усиленного сигнала.



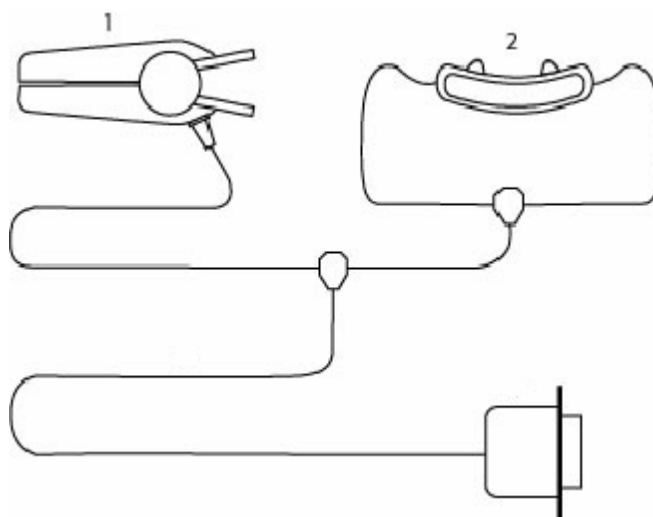
**Рис. 2.8.** Диаграммы, поясняющие работу лазерного терапевтического аппарата «МУСТАНГ-БИО»

АЦП 5 и ЦАП 10 выполнены на базе серийных интегральных схем АЦП и ЦАП. Процессор обработки сигналов 6 построен на базе серийного микропроцессора и также выполнен по известным правилам, обеспечивающим суммирование в цифровых кодах усиленных сигналов датчиков пульса 1 и дыхания 2.

Прерыватель 8 осуществляет частотную модуляцию проходящего через него сигнала по команде подключенного к нему генератора 9 плавающей частоты, который постоянно изменяет свою частоту в диапазоне 7-14 Гц с периодом ее изменения 0,2 - 0,4 с.

Блок адаптеров 11 включает в себя цепи согласования аналогового сигнала, поступающего с ЦАП 10 с блоками подключаемых источников 13 лазерного излучения, которые могут быть различного типа и, соответственно, требуют различные величины и диапазоны управляющих сигналов.

Устройство работает следующим образом. Перед началом сеанса лазерной терапии датчики пульса 1 и дыхания 2 закрепляются, соответственно, на пальце руки и верхней губе пациента (рис. 2.9).



**Рис. 2.9.** Внешний вид датчиков пульса и дыхания

Аналоговые сигналы этих датчиков усиливаются при помощи усилителей 3 и 4 и поступают на вход АЦП 5 с формой, аналогично представленной на рис. 2.4 (в, г), исходных сигналов датчиков 1 и 2. АЦП 5 осуществляет преобразование этих усиленных аналоговых сигналов в цифровые коды. За-

тем эти преобразованные сигналы поступают в процессор обработки сигналов 6, где происходит их суммирование в цифровых кодах. Блок индикации и управления 7 может осуществлять индикацию как каждого из сигналов датчиков 1 и 2, так и суммарного выходного сигнала. Также блок 7 может подавать на процессор обработки сигналов 6 дополнительные необходимые команды.

Полученный в процессоре обработки сигналов 6 результирующий сигнал по каналу лазерной терапии через прерыватель 8, который осуществляет частотную модуляцию сигнала в соответствии с частотой генератора 9 плавающей частоты 7-14 Гц с периодом ее изменения 0,2-0,4 с, поступает в ЦАП 10, где происходит его преобразование из выраженного в цифровых кодах сигнала в аналоговый (рис. 2.8д). Затем этот сигнал через блок адаптеров 11, где осуществляется его согласование с необходимым управляющим сигналом источника лазерного излучения 13 определенного типа, поступает непосредственно к источнику лазерного излучения 13, которые могут быть самого различного типа. При помощи кнопки переключения каналов 12 осуществляется, в соответствии с назначением врача, подключение какого-то определенного источника лазерного излучения 13 и их необходимое количество. При этом также имеется возможность одновременной работы нескольких источников лазерного излучения 13 различного типа.

В результате на входе источника лазерного излучения 13 имеется управляющий сигнал, регулирующий интенсивность лазерного воздействия на пациента в соответствии с энергетикой его основных биоритмов (пульс, дыхание), которая определяется суммарной амплитудой сигналов датчиков пульса 1 и дыхания 2, в каждый конкретный момент. При этом управляющий сигнал модулирован по частоте в соответствии с тремя частотами основных биоритмов (пульс, дыхание, ритм мышечного тремора). В соответствии с этим сигналом и осуществляется лазерное воздействие на облучаемую поверхность 15 пациента.





**Рис. 2.10.** Внешний вид лазерного терапевтического аппарата «МУС-ТАНГ-БИО»

Таким образом, использование рассмотренного устройства позволяет значительно повысить врачебный эффект при проведении лазерной терапии за счет одновременно повышенной точности дозировки интенсивности лазерного излучения, однозначного совпадения индивидуальной величины ритма мышечного тремора с частотой воздействия лазерного излучения, одновременного воздействия лазерного излучения с частотами, совпадающими с частотами трех основных биоритмов, исключения нежелательного эффекта адаптации (привыкания) к воздействию лазерного излучения постоянной частоты.

Однако, в аппаратах серии «МУСТАНГ-БИО» имеется ряд недостатков, таких как: отсутствие режима реверсии воздействия; задержки воздействия с учётом распространения пульсовой волны и места патологии; регуляции глубин модуляции по пульсу, дыханию и тремору; биологического таймера; возможности хронодиагностики. Этих недостатков лишен аппарат «РИКТА-05-БИО» (ЗАО «МИЛТА – ПКП ГИТ», г. Москва).

Данный аппарат представляет лечебно-диагностическое устройство с индивидуальным автоматическим дозированием и оптимизацией режима физиотерапевтического воздействия, с одновременной хронодиагностикой

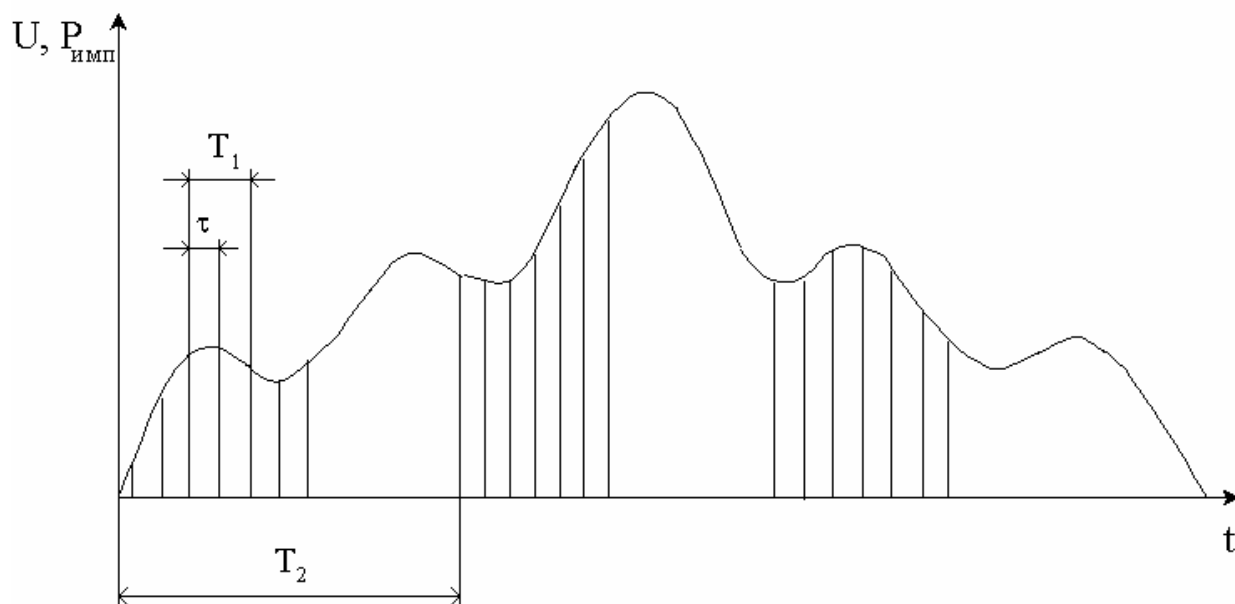
функционального состояния организма пациента и оценкой реакций пациента в ходе самого сеанса лечения. В данном аппарате используется ряд новшеств. Объективно установлены оптимальные параметры излучения импульсного ИК-лазера, в том числе в экспериментах на клеточном уровне [31]. Интенсивность ИК-лазера и красных светодиодов автоматически синхронизирована с увеличением кровенаполнения ткани путем биоуправления по сигналам с датчиков пульса и дыхания пациента. Неаддитивный по лечебному действию эффект дополняется постоянным магнитным полем, воздействие которым модулируется движением эритроцитов крови.

Преимущества биоуправления достигаются еще и за счет того, что вводится задержка по сигналу пульса, необходимая для учета скорости распространения пульсовой волны и венозного кровотока под действием дыхательного подсоса в соответствии с расстоянием от датчика до места физиотерапевтического воздействия. Необходимо учитывать различие путей распространения пульсовой волны от сердца до места расположения датчика пульса и места патологии. Датчик пульса (чаще это фотодатчик из свето- и фотодиода или оптронная пара как наиболее помехоустойчивые по сравнению с другими видами датчиков) может располагаться на мочке уха или на пальце руки.

Скорость пульсовой волны в сосудах эластического типа составляет 5-6 м/с, мышечного типа – 7-8 м/с. При патологии и с возрастом в результате склероза эта скорость возрастает. Однако практические измерения запаздывания пульса показали, что при расположении датчика пульса на пальце руки введение задержки на 0,1 с необходимо только при обработке тканей голени и стопы ноги. При установке функции «задержка включена», задержка импульса лазерного излучения относительно фронта сигнала с датчика пульса составляет 0,1 с. В этом случае у всех пациентов усиление воздействия приходится в пределах фазы увеличения кровенаполнения ткани. Для датчика дыхания введение задержки из-за большой продолжительности фазы вдоха не требуется.

В начале сеанса происходит перестройка ритмов кровотока в месте патологии, и вскоре автоматически обеспечивается необходимая синхронизация вне зависимости от характера дыхания и частоты пульса. Каждый импульс носителя заполняется высокочастотным сигналом с частотой следования импульсов, равной 22,5 кГц, которая соответствует максимуму образования синглетного кислорода и обеспечивает более глубокое проникновение в ткани излучения.

Результирующая характеристика модулированного выходного напряжения показана на рис. 2.11, где  $T_1$  – период следования импульсов частотой 22,5 кГц;  $\tau$  – длительность высокочастотных импульсов;  $T_2$  – плавно меняющийся период следования импульсов частотой 7-13 Гц.



**Рис. 11.** Амплитудно-модулированный сигнал на выходе аппарата «РИКТА-05-БИО»

Так как мощность импульсного лазерного излучения пропорциональна модулированному выходному напряжению, то этот же рисунок хорошо иллюстрирует процедуру лазерного воздействия во время сеанса физиотерапии. Автоматическая синхронизация лазерного воздействия с фазами текущих ритмов увеличения кровенаполнения ткани позволяет индивидуально оптимизировать квантовую терапию, основываясь на глубине модуляции по сиг-

налам пульса, дыхания и тремора.

С учетом характера патологии (гипоксия, артериальная или венозная гиперемия) используется необходимое соотношение глубин модуляции по пульсу, дыханию и тремору (4 режима). Благодаря высокой несущей частоте следования импульсов (22,5 кГц) с меньшим периодом релаксации первичных фотоакцепторов, значительно увеличивается глубина проникновения лечебного воздействия. Для непосредственного воздействия на миокард при сердечных заболеваниях в аппарате «РИКТА-05-БИО» предусмотрена реверсия сигнала датчика пульса, позволяющая в положении «реверсия включена» усиливать воздействие в моменты диастолы, т.е. в моменты открытия капилляров в ткани миокарда. В других органах и тканях увеличение открытых капилляров над активными клетками происходит в моменты систолы, поэтому реверсия не включается («реверсия выключена»). С учетом установки функции реверсии (включена или выключена) уровни мощности лазерного излучения (отношение выходной средней мощности излучения к максимальной средней мощности  $P_{\text{изл}}/P_{\text{изл макс}}$ ) в зависимости от номера установленного режима и соотношения сигналов от датчиков пульса и дыхания представлены в табл. 2.5.

Табл. 2.5

Зависимости уровней мощности лазерного излучения ( $P_{\text{изл}}/P_{\text{изл макс}}$ ) от номера установленного режима и соотношения сигналов от датчиков пульса и дыхания

	РЕВЕРСИЯ ВЫКЛЮЧЕНА				РЕВЕРСИЯ ВКЛЮЧЕНА			
	нет	да	нет	да	нет	да	нет	да
Пульс	нет	да	нет	да	нет	да	нет	да
Дыхание	нет	нет	да	да	нет	нет	да	да
Режим 1	0,33	0,66	0,66	1	0,66	0,33	1	0,66
Режим 2	0,5	0,75	0,75	1	0,75	0,5	1	0,75
Режим 3	0,25	0,75	0,5	1	0,75	0,25	1	0,75
Режим 4	0,25	0,5	0,75	1	0,5	0,25	1	0,75

Для выработки тканевой памяти и увеличения стабильности лечебного эффекта используется биологический таймер, то есть длительность сеанса лазерной терапии задается не в секундах, а в числе ударов пульса больного в

течение сеанса лечения. Оценка реакции и диагностика состояния пациента осуществляется непрерывно во время сеанса на дисплее аппарата по динамике отношения частоты сердечных сокращений к частоте дыхания (нормой считается интервал ЧСС/ЧД = 3÷5) [77].

Таким образом, мощность в аппарате «РИКТА-05-БИО» не регулируется, так как целесообразно работать всегда на максимальной мощности со средней плотностью мощности 1 мВт/см<sup>2</sup>. Режим биоуправления с учетом биоритмов самого пациента исключает привыкание и адаптацию, так как периоды сокращений сердца и периоды дыхания постоянно варьируются. Благодаря согласованию местного и центрального кровотоков обеспечивается системный характер лечения, увеличение гармонии всех функциональных систем и биоритмов организма человека.

В последнее время в урологии все большее применение находит наиболее физиологичный и эффективный метод лечения заболеваний предстательной железы синергетической стимуляцией половых органов эндоуретральным методом. Этот метод реализован в аппарате электро-лазерном терапевтическом красного, инфракрасного непрерывного и инфракрасного импульсного лазерного излучения, электростимуляции с синхронизацией всех каналов воздействия по пульсу пациента, АЭЛТИС-СИНХРО-02-«ЯРИЛО» (ФГУП НИИ «Полнос» им. М.Ф. Стельмаха, г. Москва). Повышенная эффективность достигается путем синхронизации лазерной мощности и тока электростимуляции с кровенаполнением (пульсом) пациента [78].

Аппарат обеспечивает:

- подведение импульсов электростимуляции, красного и инфракрасного излучений непосредственно к предстательной железе через катетер-электрод;
- плавную регулировку частоты электростимуляции, что позволяет избирательно воздействовать на все мышцы предстательной железы с различными частотами электровозбудимости;
- синхронизацию импульсов всех каналов воздействия в интервале час-

тот 0,5-50 Гц;

– модуляцию интенсивности всех каналов воздействия сигналами с датчика пульса;

– биосинхронизацию электростимуляции и фотоактивации гладкомышечной мускулатуры с ритмами местного кровотока, которая позволяет значительно увеличить эффективность лечения;

– проведение электро- и лазеропунктуры по биологически активным точкам.

Технические характеристики аппарата АЭЛТИС-СИНХРО-02-«ЯРИЛО» представлены в табл. 2.6.

Табл. 2.6

Технические характеристики аппарата АЭЛТИС-СИНХРО-02-«ЯРИЛО»

Наименование параметра	Значение
1	2
<i>1. Параметры канала электростимуляции</i>	
Диапазон регулировки амплитуды напряжения, В	0,3-30
Период повторения биполярных импульсов, мкс	400
Длительность положительных и отрицательных полуволн, мкс	100
Пауза между положительной и отрицательной полуволнами, мкс	100
Длительность биполярных импульсов, мс	8
Частота повторения пачек биполярных импульсов, Гц	0,5-50
<i>2. Параметры красного непрерывного излучения</i>	
Длина волны излучения, нм	670
Диапазон регулировки средней мощности лазерного излучения, мВт	0,2-15
Длина волны излучения, нм	890
Средняя мощность лазерного излучения, мВт	0,6
Частота следования пачек импульсов, Гц	0,5-50
Частота повторения пачек импульсов, Гц	2,5±0,25
<i>4. Параметры инфракрасного непрерывного излучения</i>	
Длина волны излучения, нм	810
Диапазон регулировки средней мощности лазерного излучения, мВт	4-350
Частота модуляции лазерного излучения, Гц	0,5-50
Время терапевтического сеанса (устанавливается таймером), мин	1/60-60

Продолжение табл. 2.6

1	2
Частота модуляции каналов (плавная регулировка), Гц	0,5-50
Время непрерывной работы, ч	8
Габариты, мм	420x275x115
Масса, кг	10
Питание, В (Гц)	220 (50)
Энергопотребление, Вт	60

Таким образом, метод лазерной хронотерапии в режиме биоуправления и лазерные терапевтические устройства на его основе позволяют индивидуализировать процесс физиотерапевтического воздействия, а значит, повысить адекватность лазерных процедур.

## **2.4 МЕТОД ЛАЗЕРНОЙ БИОФОТОМЕТРИИ И ЛАЗЕРНАЯ ТЕРАПЕВТИЧЕСКАЯ АППАРАТУРА С БИОФОТОМЕТРОМ**

Лазерная терапия характеризуется рядом особенностей технологического порядка, которые и должны в итоге служить основой для определения рациональных областей ее применения в конкретных условиях с учетом функционального состояния участка обработки. Метод лазерной биофотометрии основывается на контроле за параметрами режимов лазерной обработки биотканей с одновременным активным слежением за оптическими параметрами обрабатываемого участка .

Имеющийся опыт в области лазерной терапии различных заболеваний показывает, что серийно выпускаемые лазерные аппараты должны быть более приспособленными не только к воздействию излучением на различные пораженные участки биотканей организма, но и одновременному контролю и выбору режимов обработки, а также их поддержанию на оптимальном уровне. Решение вопроса оснащения лазерных медицинских установок высококачественными системами и устройствами контроля за параметрами режимов лазерной обработки биотканей с одновременным активным слежением за оптическими параметрами обрабатываемого участка к их изменениям в процессе обработки, т.е. обратной связью, значительно улучшило бы дальнейшее применение лазеров в экспериментальной и клинической практике.

Разработка вопросов тканевой дозиметрии является основой для выработки не только единых технологических основ для лечебного применения лазерного излучения, но и для составления новых медико-технических требований на лазерную медицинскую аппаратуру и рекомендаций по ее применению. Определение и автоматический учет в процессе лазерной обработки всех параметров, влияющих на величины воздействующих доз лазерного излучения, таких как мощность излучения, плотность мощности, коэффициенты отражения и пропускания (если такой учитывается при обработке ограниченных по толщине тканей и органов, например пальцы или уши) и т.д., по-



зволяет значительно уточнить режимы воздействия поражения биотканей различной этиологии. Данное обстоятельство послужило поводом для разработки универсальных систем полуавтоматического и автоматического контроля и выбора режимов лазерной обработки биотканей.

Требования к данным системам определяются многообразием измеряемых параметров, чувствительностью используемой измерительной аппаратуры и объемом общей измеренной информации, которую необходимо обработать за короткое время и выдать управляющие сигналы для осуществления оптимизации технологических режимов лазерной обработки биотканей. Для успешного использования автоматических систем в медицинской практике применения лазерного излучения необходимо учитывать ряд требований к измерителям параметров и управляющей части, при помощи которых получают информацию об изменении физиологического показателя от биобъекта и обрабатывают результаты зарегистрированных параметров:

- высокое быстродействие на измеряемый тест, что особенно важно при использовании импульсных режимов лазерной обработки;
- возможность измерения малых величин параметров сигналов, например, малых токов до  $10^{-4} - 10^{-6}$  А;
- высокие точности измерения электрических параметров, до 0,1 %.

Необходимо отметить, что каждый из указанных параметров не является завышенным для современной измерительной техники, однако требуемое сочетание не всегда технически реализуемо.

Для автоматических лазерных измерительных систем можно выделить три основные части:

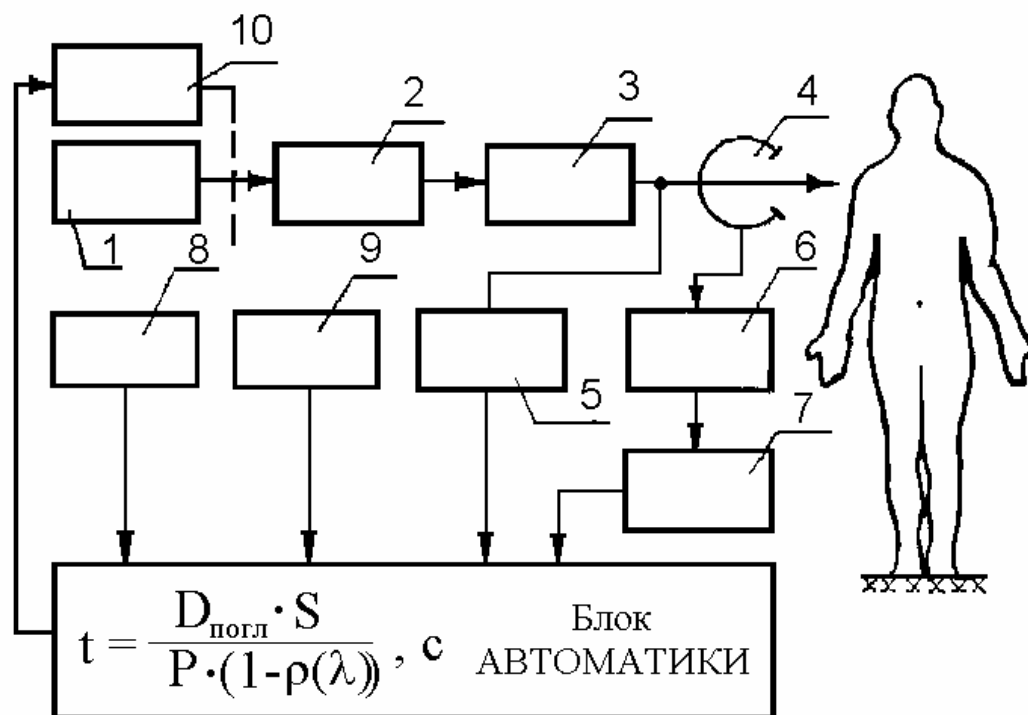
1. Контрольно-измерительная часть, представляющая собой измерительные устройства, регистраторы и индикаторы визуального представления полученной от биобъекта информации, фотоприемники, датчики.
2. Управляющая часть – блок автоматики, представляющий систему общего управления и обработки результатов измеряемых параметров.
3. Контактующие с исследуемым объектом устройства для снятия

информации с объекта, представляющие собой ручные биофотометры, оптические щупы, контактно-зеркальные устройства, встроенные измерители мощности и т.д.

Основываясь на том, что информация об объекте может быть получена только при обмене энергии с ним (в данном случае лазерной энергии), взаимодействие всех частей систем сводится к регистрации отраженных от биообъекта потоков излучения и оценке адекватности доз энергии, вводимых в пораженную биоткань и необходимых для достижения максимально-положительного терапевтического эффекта и получения управляющего сигнала от объекта о желаемом состоянии.

Для проведения процесса лазерной обработки биологических тканей с учетом выдвинутых принципов построения рассмотрим установку полуавтоматического выбора и контроля времени лазерной терапии при фиксированных величинах вводимой в биоткань энергии с учетом оптических параметров обрабатываемого участка [48]. Установка предназначена для работы в диапазоне лазерного излучения от 0,4 до 1,2 мкм (рис. 2.12).

Специализированная лазерная терапевтическая установка состоит из следующих элементов: 1 – лазерного излучателя ЛГ-75 с  $\lambda=0,63$  мкм; 2 – трехкоординатного узла микрофокусировки; 3 – гибкого моноволоконного световода ( $d=400$  мкм); 4 – биофотометра; 5 – измерителя мощности; 6 – встроенного в биофотометр фотоэлемента ФД-24; 7 – преобразователя относительных электрических сигналов, соответствующих коэффициенту отражения и поглощения биоткани; 8 – задатчика дозы энергии поглощения; 9 – задатчика площади облучения; 10 – оптического затвора с педалью.



**Рис. 2.12.** Функциональная схема установки полуавтоматического выбора и контроля времени лазерной терапии

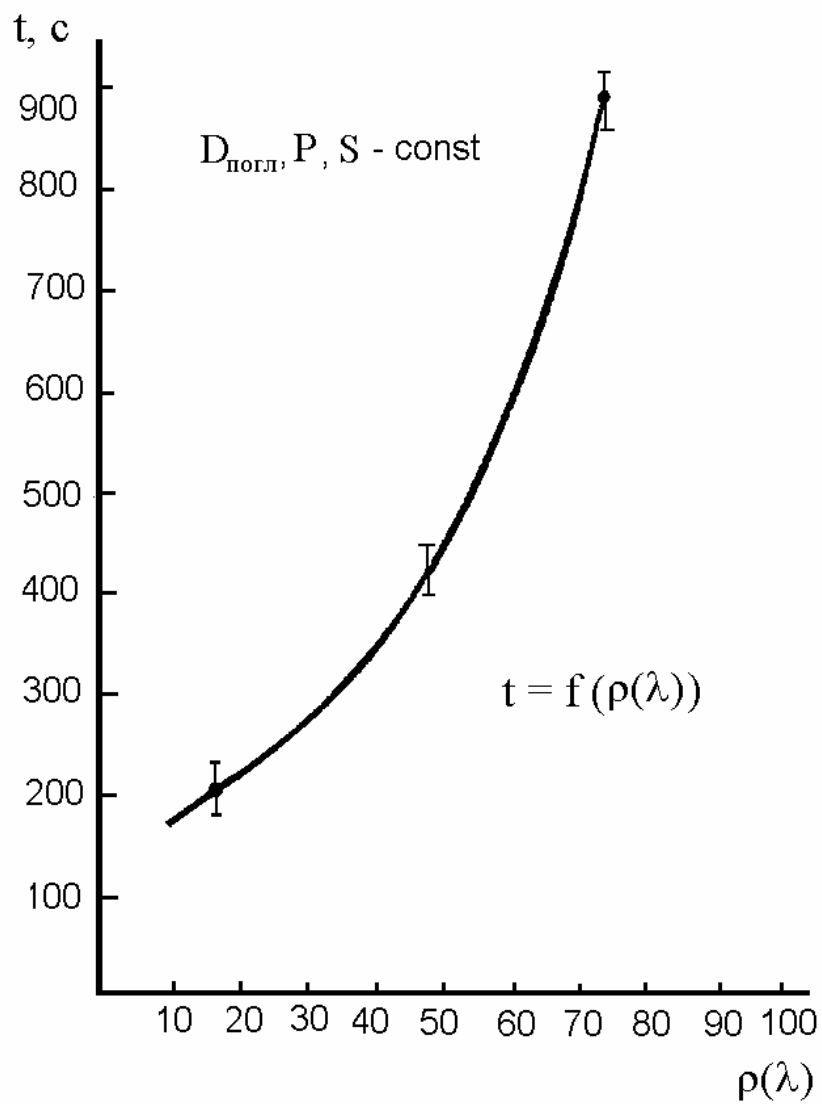
При работе на установке вначале производится калибровка системы по эталонному объекту с известным коэффициентом отражения на данной длине волны и известным коэффициентом отражения на данной длине волны и известным относительным потоком отражения при необходимой падающей мощности лазерного излучения. При этом на измерительной аппаратуре контролируется мощность лазерного излучения. Затем биофотометр приводится в контакт с участком биоткани, подвергаемым лазерной терапии, также по относительному сигналу на измерительной аппаратуре определяется значение коэффициента отражения участка воздействия. При помощи ручки регулировки на блоке автоматики по шкале «коэффициент отражения – время воздействия» устанавливается значение установленного коэффициента отражения от биоткани и, соответственно этому, необходимое время экспозиции при фиксированной поглощенной дозе. После этого биофотометр устанавливается на расстоянии от биоткани, необходимом для поддержания необходимой плотности мощности на участке обработки и мощности поглощенной до-

зы, и педалью производится пуск всей системы за счет синхронизации всех ее частей. Соответственно открывается оптический затвор и включается реле времени с индикацией. Лазерное излучение с помощью узла микрофокусировки и гибкого моноволоконного световода направляется на биологический объект, производя лазерную обработку биоткани. При этом в блоке автоматики с помощью электрической емкости накапливается энергия, пропорциональная сигналу энергии излучения, поглощаемого биотканью до тех пор, пока напряжение на емкости не увеличится до уровня напряжения на выходе задатчика дозы энергии поглощения. При равенстве напряжения задатчика и накопительного элемента блока автоматики на выходе последнего появляется управляющий сигнал, поступающий на вход реле оптического затвора, который перекрывает излучение лазера. После чего процесс лазерной терапии прекращается.

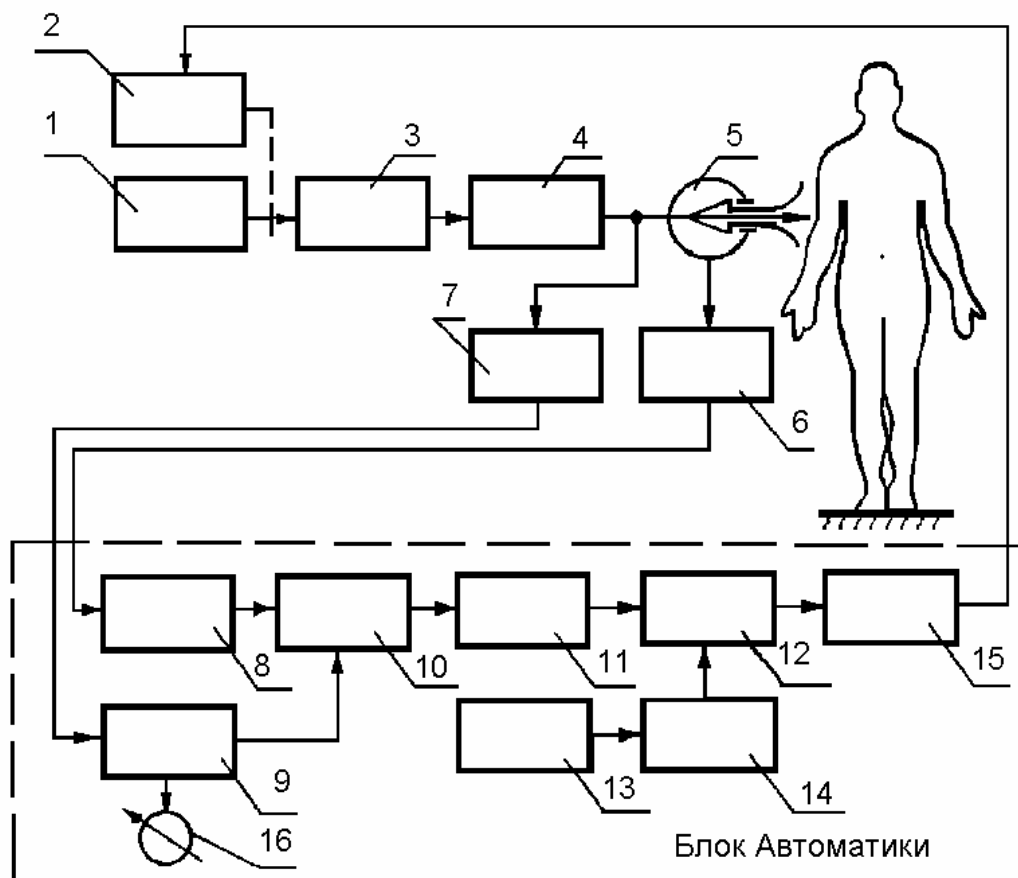
При задаваемой оператором оптимальной мощности излучения, например равной  $7 \cdot 10^{-3}$  Вт и площади обработки  $2 \cdot 10^{-4}$  м<sup>2</sup> с учетом дозы вводимой в биоткань, равной  $0,2 \cdot 10^4$  Дж/м<sup>2</sup>, время экспозиции является функцией от величины коэффициента отражения  $\rho(\lambda)$  и носит нелинейный характер (рис. 2.13):

$$T = \frac{57}{1 - \rho(\lambda)}; \quad T = f(\rho(\lambda)). \quad (2.2)$$

В связи с тем, что оптические параметры участка воздействия биоткани при лазерной терапии меняются индивидуально в каждом конкретном случае, а полуавтоматические системы учитывают только начальные, исходные оптические параметры биоткани, то с целью повышения точности доз вводимой в биоткань энергии разработана автоматическая установка контроля доз воздействия и выбора времени экспозиции с учетом меняющихся оптических параметров биоткани в процессе лазерной обработки [48]. Функциональная схема данной установки представлена на рис. 2.14.



**Рис. 2.13.** Характеристика изменения времени экспозиции от коэффициента отражения, обрабатываемая полуавтоматической лазерной терапевтической установкой



**Рис. 2.14.** Функциональная схема автоматической лазерной терапевтической установки:

1 – лазер; 2 – оптический затвор; 3 – узел микрофокусировки; 4 – волоконный световод; 5 – биофотометр; 6 – фотоэлемент; 7 – измеритель мощности; 8, 9 – предварительный усилитель; 10 – сумматор; 11 – интегратор; 12 – компаратор; 13 – задатчик площади; 14 – задатчик дозы; 15 – исполнительное устройство; 16 – регистратор

Установка работает следующим образом. Биофотометр приводится в контакт с участком воздействия биоткани при помощи съёмной насадки с выходным окном, выбираемым в соответствии с размерами обрабатываемой поверхности. Управляющий сигнал с исполнительного устройства производит открытие оптического затвора, при этом излучение лазера посредством узла микрофокусировки и волоконного световода через выходное окно биофотометра подается на биоткань. Перемещением волоконного световода в узле-фиксаторе биофотометра, за счет угла расхождения лазерного излуче-

ния, предварительно устанавливается оптимальная для конкретного случая падающая плотность мощности излучения. Измерителем мощности производится активный контроль падающей на биоткань мощности излучения в пропорциональном, относительном потоке, который усиливается входным усилителем блока автоматики. Необходимость активного контроля падающей мощности излучения обусловлена тем, что в силу многих причин наблюдается явное несоответствие между паспортной и измеряемой выходной мощностью лазера, что сказывается на конечной дозе введенной в биоткань энергии и, как следствие, эффекте воздействия. В процессе терапии часть лазерного излучения поглощается участком воздействия, производя определенный терапевтический эффект, а часть отражается и измеряется биофотометром в пропорциональном коэффициенту отражения относительном потоке, который также усиливается входным усилителем блока автоматики и регистрируется регистратором. С входных усилителей сигналы поступают на сумматор, где происходит алгебраическое вычитание величины падающей и отраженной части лазерного излучения. В результате этого на выходе сумматора получается сигнал, пропорциональный коэффициенту поглощения биоткани.

При помощи датчика блока автоматики устанавливается площадь и доза вводимой в биоткань энергии. Сигналы с интегратора и датчика дозы поступают на компаратор, где сравниваются по абсолютной величине. Время их сравнения является временем экспозиции при лазерной терапии. При равенстве этих сигналов с компаратора мгновенно подается сигнал на исполнительное устройство, которое выдает сигнал для закрытия оптического затвора, и сеанс лазерной терапии заканчивается.

При задаваемой оператором оптимальной дозе вводимой в биоткань энергии, время экспозиции является функцией от величины мощности падающего излучения  $P$  и величины коэффициента отражения  $\rho(\lambda)$  и носит сложный, нелинейный характер:

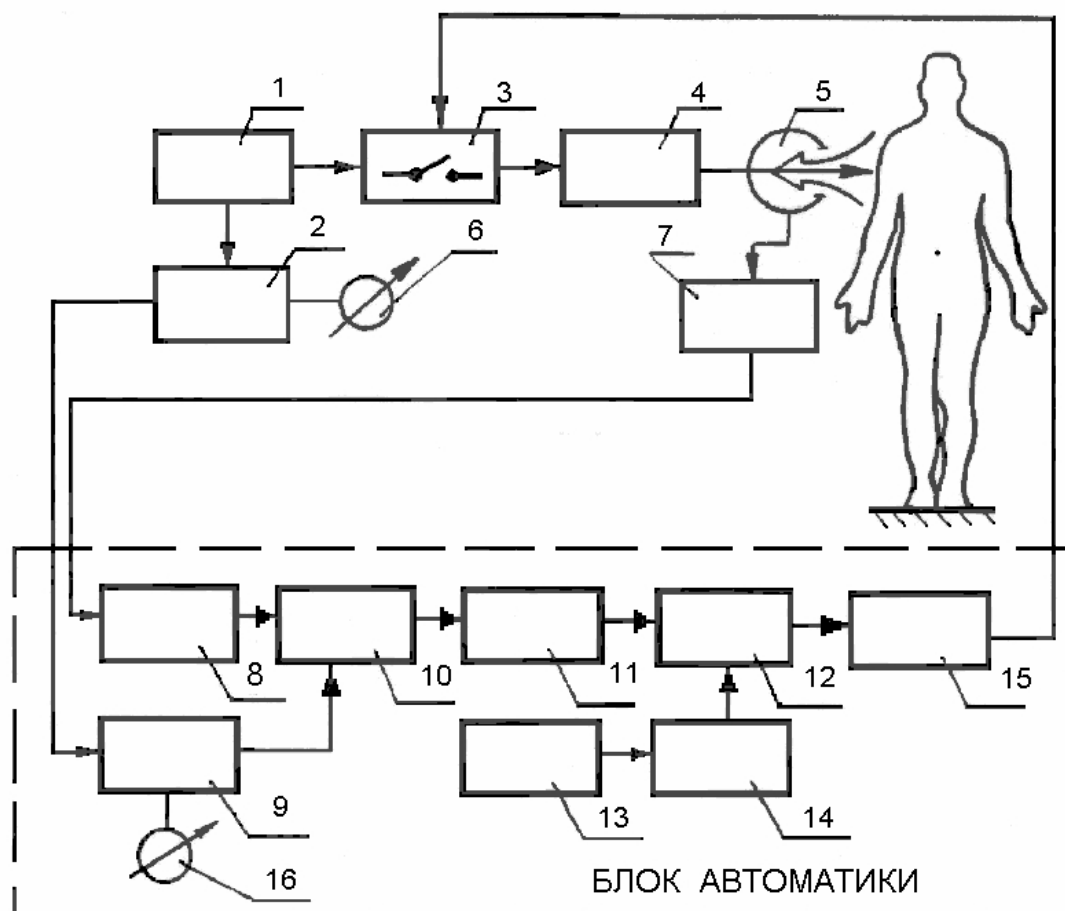
$$T = f(P, \rho(\lambda)). \quad (2.3)$$

Использование данной установки позволяет оптимизировать время

экспозиции и свести погрешность его определения к минимуму при фиксированной оптимальной дозе. В результате этого повышается адекватность воздействия и, тем самым, улучшается качество лечения.

В настоящее время в экспериментальной и клинической практике довольно успешно применяются полупроводниковые излучатели – лазеры и светодиоды, излучающие в ближней инфракрасной области биологически активного света и имеющие выходную мощность от одного до нескольких десятков милливатт. Поэтому возникает необходимость создания автоматических систем для данного вида лазерной обработки материалов.

Рассмотрим один из вариантов таких систем с использованием полупроводниковых ИК-лазеров (ЛПИ-101) и излучателей типа АЛ-107Б [48]. Функциональная схема автоматической полупроводниковой лазерной терапевтической установки представлена на рис. 2.15.



**Рис. 2.15.** Функциональная схема автоматической полупроводниковой лазерной терапевтической установки:



1 – источник питания; 2 – измеритель мощности; 3 – реле времени; 4 – полупроводниковый излучатель; 5 – биофотометр; 6 – регистратор; 7 – фотоэлемент; 8, 9 – предварительный усилитель; 10 – сумматор; 11 – интегратор; 12 – компаратор; 13 – задатчик площади; 14 – задатчик дозы; 15 – исполнительное устройство; 16 – регистратор

Принцип работы данной установки аналогичен принципу работы ранее представленной автоматической лазерной терапевтической установки.

Применение подобных установок позволяет объективно сравнивать полученные результаты лечения, поддерживать в период обработки оптимальные дозы воздействия и получать стабильный терапевтический эффект.

Широко используемый в настоящее время аппарат «МИЛТА-Ф-8-01» (ЗАО «НПО Космического Приборостроения», г. Москва) относится к устройствам для диагностики и физиотерапевтического воздействия инфракрасным лазерным и светодиодным излучениями в сочетании с магнитным полем на внутренние и внешние ткани биологического объекта, в том числе при диагностике и лечении нарушений в сердечной деятельности [79]. Аппарат для диагностики и магнитолазерной терапии биологического объекта состоит из терминала (в него входят  $N$  светодиодов, фотодиод, лазерный излучатель, источник постоянного магнитного поля, фотоприемник, второй переключатель, по крайней мере, один дополнительный фотодиод и камера) и пульта управления (в него входят блок цифровой индикации, блок звуковой индикации, источник питания светодиодов, источник питания лазерного излучателя, микропроцессор, блок адаптации, блок переключения режимов, синхронизатор, состоящий из последовательно соединенных усилителя сигнала сердечного ритма, селектора  $R$ -зубцов, формирователя пачек импульсов, переключателя, дисплея) [80].

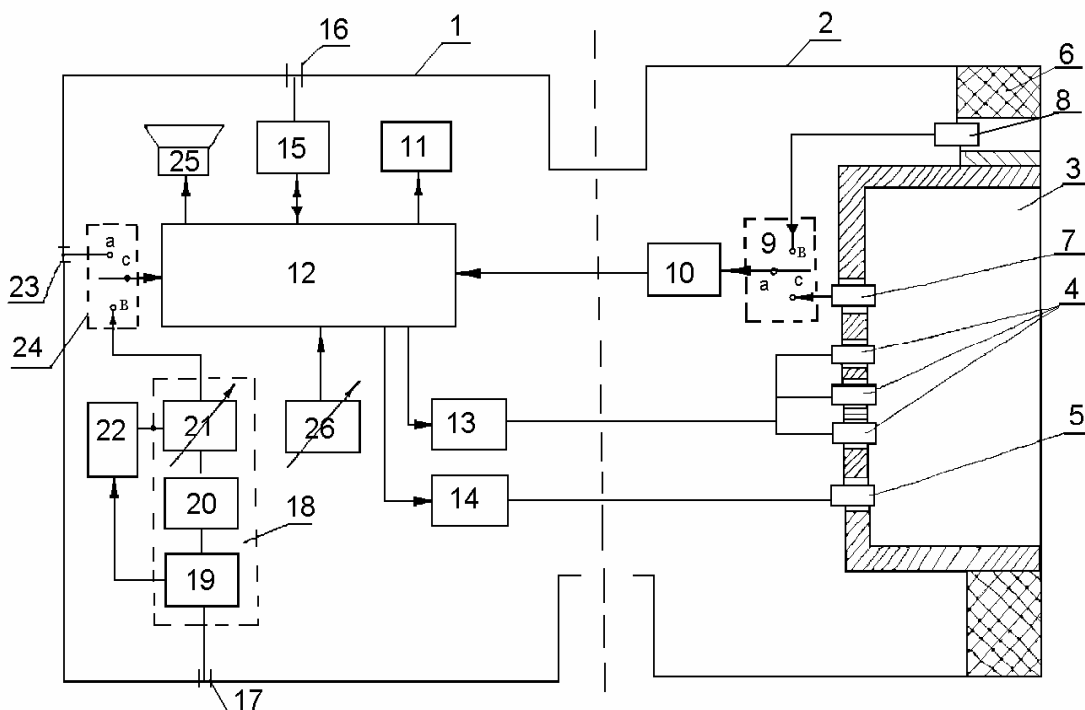
Технический результат, достигаемый аппаратом «МИЛТА-Ф-8-01», заключается в расширении функциональных возможностей аппарата и обеспечивается за счет:

- возможности диагностики подповерхностных слоев биообъекта;
- возможности работы аппарата в автоматизированной системе совме-

стно с внешним компьютером.

Указанный технический результат достигается в состоящем из терминала и пульта управления аппарате для диагностики и магнитолазерной терапии (рис. 2.16).

Пульт управления содержит блок цифровой индикации, блок звуковой индикации, источник питания светодиодов, соединенный со светодиодами терминала, источник питания лазерного излучателя, соединенный с лазерным излучателем терминала, а также синхронизатор, в который входят: последовательно соединенные усилитель сигнала сердечного ритма, вход которого является сигнальным входом аппарата; селектор  $R$ -зубцов; формирователь пачек импульсов; переключатель, соединенный с выходом формирователя пачек импульсов; дисплея, второй вход которого соединен со вторым выходом усилителя сигналов сердечного ритма; микропроцессор; блок адаптации; блок переключения режимов, соединенный с входом коммутации микропроцессора.



**Рис. 2.16.** Функциональная схема лазерного терапевтического аппарата «МИЛТА-Ф-8-01»:

1 – пульт управления; 2 – терминал; 3 – камера; 4 – светодиоды; 5 – лазерный излучатель; 6 – источник постоянного магнитного поля; 7 – фотодиод; 8 – дополнительный фотодиод; 9 – второй переключатель; 10 – фотоприемник; 11 – блок цифровой индикации; 12 – микропроцессор; 13 – источник питания светодиодов; 14 – источник питания лазерного излучателя; 15 – блок адаптации; 16 – информационный вход-выход аппарата; 17 – сигнальный вход аппарата; 18 – синхронизатор; 19 – усилитель сигналов сердечного ритма; 20 – селектор  $R$ -зубцов; 21 – формирователь пачек импульсов; 22 – дисплей; 23 – запускающий вход аппарата; 24 – первый переключатель; 25 – блок звуковой индикации; 26 – блок переключения режимов

Терминал содержит  $N$  (где  $N > 1$ ) светодиодов; фотодиод; лазерный излучатель; источник постоянного магнитного поля, одна сторона которого представляет лицевую часть терминала; фотоприемник; второй переключатель; по крайней мере, один дополнительный фотодиод и камеру, внутренняя поверхность которой выполнена с возможностью отражения оптического излучения, причем камера размещена между внутренними поверхностями источника постоянного магнитного поля. Одно из оснований камеры представляет лицевую плоскость терминала, а на другом основании камеры жестко установлены светодиоды, фотодиод, лазерный излучатель. При этом, по крайней мере один дополнительно введенный фотодиод установлен в отверстии, выполненном в источнике постоянного магнитного поля, и через второй переключатель подключен к фотоприемнику, к которому через второй переключатель также подключен и фотодиод, расположенный в камере. Выход фотоприемника соединен с индикаторным входом микропроцессора, к индикаторному выходу которого подключен блок цифровой индикации. К первому и второму запускающим выходам микропроцессора подключены соответственно вход источника питания светодиодов и вход источника питания лазерного излучателя. Запускающий вход микропроцессора через первый переключатель подключен к запускающему входу аппарата, а информационный вход-выход микропроцессора через блок адаптации подключен к информационному входу-выходу аппарата.

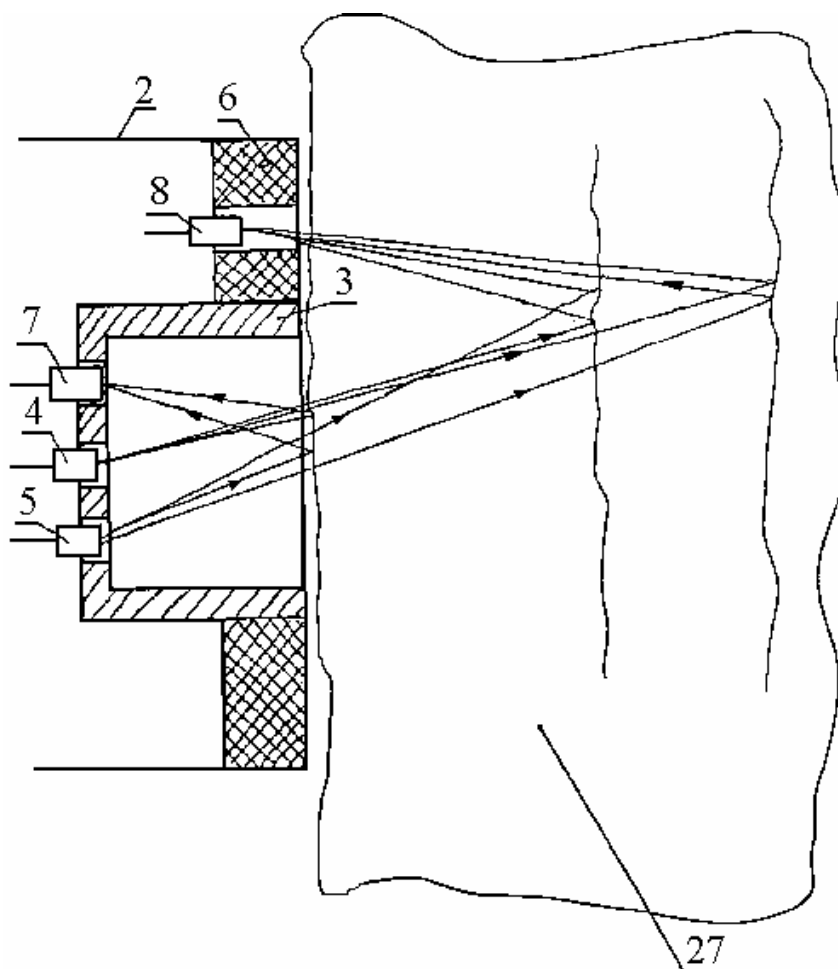
Самый высокий технический результат достигается за счет выполнения

источника постоянного магнитного поля в виде плоского кольцевого магнита, что является оптимальным для камеры в виде цилиндра, как типовое и наиболее рациональное решение.

Условие  $0,8 < H/D < 1,2$ , где  $H$  – высота камеры и  $D$  – диаметр камеры, обеспечивает равномерное распределение плотности излучения лазерного излучателя и светодиодов в апертуре терминала.

Если камера изготовлена из немагнитного металла, например латуни, то исключается искажение магнитного поля. Также камера может быть выполнена из стойкого к климатическим воздействиям диэлектрического материала, например из пластмассы, что дополнительно удешевляет и облегчает конструкцию.

На рис. 2.17 представлен фрагмент конструкции аппарата, поясняющий процесс отражения и приема оптического излучения от слоев биообъекта.



**Рис. 2.17.** Фрагмент конструкции аппарата, поясняющий процесс отражения и приема оптического излучения от слоев биообъекта:

2 – терминал; 4 – светодиоды; 5 – лазерный излучатель; 7 – фотодиод; 8 – дополнительный фотодиод; 10 – фотоприемник; 27 – биообъект

Пульт управления 1 и терминал 2 для удобства эксплуатации аппарата размещены в отдельных корпусах, а связывающие их между собой электрические проводники проложены в соединительном кабеле. Конструктивно корпус терминала 2 выполнен в виде выносной трубки, внутри которой размещены источник постоянного магнитного поля 6 и камера 3, расположенная между внутренними поверхностями источника постоянного магнитного поля, и с установленными в камере светодиодами 4, фотодиодом 7 и полупроводниковым импульсным лазерным излучателем 5. Источник постоянного магнитного поля 6 может иметь вид плоского кольцевого магнита, одна сторона которого, соответствующая плоскому краю его северного полюса, представляет собой лицевую часть терминала 2, а другая сторона, соответствующая плоскому краю его южного полюса, обращена внутрь терминала. Магнит с камерой закреплены в терминале гайкой. Плоскость одного из торцевых отверстий корпуса терминала 1 совпадает с плоской поверхностью его торцевой части. Это торцевое отверстие и лицевая часть терминала 2 могут закрываться стерилизуемым сменным чехлом, прозрачным для светового излучения. В отверстии, выполненном в источнике постоянного магнитного поля 6, установлен дополнительный фотодиод 8, соединенный через переключатель 9 с фотоприемником 10. Через второе торцевое отверстие терминала 2 к нему подведен соединительный кабель.

Корпус пульта управления 1 имеет лицевую панель с выведенными на нее кнопками блока переключения режимов 26 и первого переключателя 24, индикатором блока цифровой индикации 11 и экраном дисплея 22. На корпусе пульта управления установлены три разъема соответственно для сигнального входа 17, запускающего входа 23, информационного входа-выхода аппарата 16. Корпус пульта управления 1 электрическим кабелем соединен с терминалом 2, а также имеет выход кабеля сетевого питания.

Лечебно-диагностический магнитолазерный аппарат может работать:

- в автономном режиме;
- в режиме внешнего запуска лазера от постороннего генератора;
- в кардиологическом режиме.

В автономном режиме работы микропроцессор 12 формирует импульсы запуска лазера, которые через запускающий выход микропроцессора поступают на источник питания лазерного излучателя 14. Частота следования импульса и временная экспозиция работы аппарата дискретно задаются микропроцессором 12 и устанавливаются с помощью блока переключения режимов 26, а величина их отображается на блоке цифровой индикации 11. После установления требуемых частоты повторения лазерного излучения и экспозиции устанавливается заданный уровень излучения светодиодов 4. Для этого терминал 2 размещается в специальное ложе на корпусе пульта управления 1, к фотоприемнику 10 через переключатель 9 подключается фотодиод 7, включаются светодиоды 4 и по отраженному от ложа терминала сигналу, по показаниям блока цифровой индикации 11 устанавливается требуемый уровень мощности излучения светодиодов 4. Излучение отключается. Аппарат готов к работе.

Терминал 2 накладывают на биообъект и кнопкой «Пуск» включают излучение лазерного излучателя 5 и светодиодов 4, отраженный от биообъекта сигнал поступает соответственно на фотодиоды 7 и 8, причем на фотодиод 7 поступает сигнал, отраженный от поверхностных слоев биообъекта, а на фотодиод 8 – от подповерхностных (внутренних) слоев (рис. 2.17). Величина этих отраженных сигналов зависит от многих факторов, в том числе от наличия патологии (опухоль гной, перелом, ожог и т.д.). Подключая к фотоприемнику 10 фотодиод 7 или фотодиод 8, можно диагностировать наличие патологии на поверхности или внутри биообъекта и ее локализацию по показаниям блока цифровой индикации 11.

Микропроцессор 12 формирует сигнал, поступающий на блок звуковой индикации 25, сигнал которого извещает о готовности аппарата к работе и об окончании облучения (конец экспозиции).

Блок адаптации 15 аппарата позволяет управлять микропроцессором, задавая с внешнего компьютера необходимый режим работы для конкретного пациента и получать на компьютере информацию о результатах работы с пациентом (мощность излучения светодиодов, частота повторения лазерного излучателя, энергия (доза), полученная пациентом за время сеанса, коэффициент отражения от биообъекта и др.).

В режиме внешнего запуска аппарата на запускающий вход аппарата 23 от внешнего генератора поступает запускающий импульс, который через первый переключатель 24 поступает на микропроцессор 12, где формируется импульс запуска лазера с частотой, определяемой внешним генератором. Все остальные операции при работе с аппаратом и биообъектом такие же, как и при автономном режиме, за исключением установки частоты повторения лазерного излучения, которая теперь задается внешним генератором.

В кардиологическом режиме работы сигналы от электродов, установленных на биообъекте, поступают на сигнальный вход аппарата 17 и через усилитель сигналов сердечного ритма 19 – на дисплей 22 и селектор *R*-зубцов 20. Усилитель сигналов сердечного ритма 19 формирует электрический сигнал, соответствующий электрокардиограмме сердца пациента, который и наблюдается на дисплее 22. Селектор *R*-зубцов 20 формирует импульс, синхронный с *R*-зубцом, который поступает на формирователь пачки импульсов 21.

Оператор с помощью пульта управления 1 может регулировать количество импульсов в пачке от 1 до 20 и их задержку по отношению к *R*-зубцу в пределах цикла сердечной деятельности. Сформированный в формирователе пачек импульсов 21 сигнал через первый переключатель 24 поступает в микропроцессор 12, где формируется пачка импульсов, запускающая лазерный излучатель 5. Одновременно с формирователя пачки импульсов 21 на дисплей 22 поступает строб-импульс, позволяющий на кардиограмме наблюдать фазу (время задержки) пачки импульсов по отношению к *R*-зубцу. При работе с пациентом терминал 2 накладывается на область сердца со стороны гру-

ди. Все остальные операции при работе с аппаратом и биообъектом такие же, как и в автономном режиме, за исключением установки частоты повторения лазерного излучения, которая в данном случае определяется частотой биения сердца.

Во всех трех режимах работы аппарата камера 3 обеспечивает требуемую апертуру терминала 2, то есть определенный диаметр пятна на выходе камеры 3 и угловую расходимость световых излучений светодиодов 4 и лазерного излучателя 5 при выходе излучения из отверстия кольцевого источника постоянного магнитного поля 6, терминала 2, определяемой установленным соотношением высоты и диаметра камеры, выполненной в виде цилиндра исходя из условия  $0,8 < H/D < 1,2$ , и осуществляет равномерное по площади этого отверстия смешивание световых излучений за счет совмещения в нем пятен или оснований конусов светового излучения каждого из светодиодов 4 и лазера 5, причем площадь этих пятен равна площади отверстия. Световое излучение, собранное камерой 3 терминала 2 в отверстии источника постоянного магнитного поля 6, которое играет роль облучающего раскрыва в лицевой части терминала 2, выходит из него и оказывает в пределах экспозиции совместно с постоянным магнитным полем физиотерапевтическое воздействие на биологический объект.

В ходе облучения биообъекта на фотодиоды 7 и 8 попадает доля мощности воздействующих световых излучений, отраженных от облучаемого объекта, взаимосвязанных с величиной световой энергии, поглощенной тканями последнего. При этом на фотодиод 7 попадает сигнал, отраженный главным образом от поверхности биообъекта, а на фотодиод 8 – от подповерхностных его слоев. Через фотоприемник 10 сигналы с фотодиодов 7 и 8 через микропроцессор 12 поступают на блок цифровой индикации 11, показания которого пропорциональны уровням электрических сигналов, что дает возможность определять коэффициенты поглощения и отражения тканей облучаемого биообъекта в области физиотерапевтического воздействия.

Наличие в аппарате источника питания светодиодов 13 позволяет уста-



навливать мощность светодиодов 4 в пределах от нуля до максимального уровня посредством плавной регулировки их тока питания с помощью микропроцессора 12. Максимальная плотность мощности излучения, создаваемая, например, четырьмя светодиодами типа АЛ-119А, Б в облучающем раскрыве терминала 2, достигает  $25 \text{ мВт/см}^2$ . Импульсная мощность и длительность импульсов светового излучения, генерируемого в аппарате модулированным полупроводниковым импульсным лазерным излучателем типа ЛПИ-101 или ЛПИ-102, соответственно составляет около 5 Вт и 150 нс. Частота повторений излучений лежит в пределах от 5 Гц до 500 Гц и задается микропроцессором 12 или внешним запускающим генератором. Применяемые в аппарате светодиоды АЛ-119 и лазеры ЛПИ-101 или ЛПИ-102 являются источниками низкоэнергетического светового излучения с длиной волны, лежащей в ближнем инфракрасном диапазоне оптического спектра (0,84 – 0,89 мкм), и обеспечивают возможность воздействия этим излучением на ткани биообъекта на глубину до 7-8 см. Определение коэффициента отражения (поглощения) биообъекта с помощью встроенного фоторегистратора, состоящего из фотоприемника 10 и блока цифровой индикации 11, а также известность параметров излучателей, времени облучения (экспозиции) позволяют вычислить величину энергии, поглощенной биообъектом, то есть уточнить дозировку облучения биообъекта. Использование в аппарате блока адаптации 15 с внешним компьютером, например, микросхемы типа АМД-232 позволяет автоматизировать процесс проведения физиотерапии и учета информации о проведенной процедуре, систематизации и обработки полученных результатов.

## 2.5 МЕТОД КОНТРОЛЯ ПОГЛОЩАЕМОЙ В ЭПИДЕРМИСЕ МОЩНОСТИ ИЗЛУЧЕНИЯ И ПРИНЦИП ПОСТРОЕНИЯ НА ЕГО ОСНОВЕ ЛАЗЕРНОГО ТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА

Мощность излучения, потраченную на локальный нагрев облучаемого пятна эпидермиса, согласно теории теплопередачи можно рассчитать, имея информацию о градиенте температуры на границе светового пятна [81]. Разработанная математическая модель распределения температуры по поверхности эпидермиса позволяет получить искомый градиент температуры [82]. При этом результаты проведенного анализа тепловых потоков в эпидермисе (например, [83]) показывают, что в уравнении теплового баланса при контроле потерь мощности необходимо использовать коэффициент теплопроводности эпидермиса в глубь биоткани [84].

С учетом изложенного предлагается следующий алгоритм контроля поглощаемой в эпидермисе мощности излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов:

- во время процедуры низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов после завершения переходных процессов производится измерение максимальных значений температур ( $\Theta_1$  и  $\Theta_2$ ) локального нагрева эпидермиса в двух точках вне светового пятна, лежащих на одном радиус-векторе и определенном расстоянии друг от друга;

- методом численного интегрирования вычисляется градиент температуры на границе светового пятна  $\left(\frac{\partial\Theta}{\partial r}\right)_R$  из уравнения теплового баланса эпидермиса в установившемся режиме:

$$\frac{\partial^2\Theta}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial\Theta}{\partial r} + \frac{k_B + k_T}{k_{\text{тп}} \cdot h} \cdot \Theta - \frac{k_B \cdot \Theta_B + k_T \cdot \Theta_T}{k_{\text{тп}} \cdot h} = 0, \quad (2.4)$$

где  $\Theta$  – максимальная температура нагрева эпидермиса на расстоянии  $r$  от центра светового пятна,

$k_{\text{в}}$  – коэффициент теплоотдачи эпидермис-воздух,

$k_{\text{т}}$  – коэффициент теплоотдачи эпидермис-внутренние слои биоткани,

$k_{\text{тп}}$  – коэффициент теплопроводности эпидермиса вглубь биоткани,

$h$  – толщина эпидермиса,

$\Theta_{\text{в}}$  и  $\Theta_{\text{т}}$  – температура окружающего воздуха и внутренних слоев биоткани соответственно;

– рассчитывается поглощаемая в эпидермисе мощность  $P_{\text{наг}}$ , расходуемая на локальный нагрев эпидермиса, по следующему выражению:

$$P_{\text{наг}} = k_{\text{тп}} \cdot h \cdot 2\pi \cdot R \cdot \left( \frac{\partial \Theta}{\partial r} \right)_R, \quad (2.5)$$

где  $R$  – радиус светового пятна.

Таким образом, для определения потерь мощности лазерного излучения на локальный нагрев в эпидермисе достаточно измерять значения температуры эпидермиса в двух точках вне светового пятна (вне облучающего терминала), лежащих на одном радиус-векторе.

Разработанный метод контроля поглощаемой в эпидермисе мощности излучения позволяет усовершенствовать метод контроля поглощенной дозы внутренними тканями при их низкоинтенсивной лазерной терапии [85, 86]. Этот метод базируется на вышеизложенном алгоритме и включает дополнительно следующие операции:

– регистрируется отраженная часть лазерного излучения от биоткани, то есть определяется коэффициент отражения кожного покрова  $\rho(\lambda)$ ;

– рассчитывается коэффициент теплового поглощения эпидермиса  $\xi$ :

$$\xi = \frac{P_{\text{наг}}}{P_{\text{пад}} - P_{\text{отр}}}, \quad (2.6)$$

где  $P_{\text{пад}}$  – падающая средняя мощность лазерного излучения, задаваемая при воздействии;

$P_{\text{отр}}$  – отраженная средняя мощность, определяемая из выражения:

$$P_{\text{отр}} = \rho(\lambda) \cdot P_{\text{пад}} ; \quad (2.7)$$

– рассчитывается коэффициент поглощения лазерного излучения внутренними тканями  $\kappa$ :

$$\kappa = 1 - [\rho(\lambda) + \xi]; \quad (2.8)$$

– согласно выбранным параметрам воздействия определяется падающая доза лазерной энергии  $D_{\text{пад}}$  из следующего выражения:

$$D_{\text{пад}} = \frac{P_{\text{пад}}}{S} \cdot t ,$$

где  $S$  – площадь облучаемого участка биоткани,

$t$  – экспозиция (время воздействия);

– рассчитывается поглощенная внутренними тканями доза при их лазерной терапии:

$$D_{\text{погл}} = D_{\text{пад}} \cdot \kappa = D_{\text{пад}} \cdot [1 - (\rho(\lambda) + \xi)]. \quad (2.9)$$

Таким образом, как оптические, так и теплофизические свойства эпидермиса учитываются с помощью измерения коэффициента отражения лазерного излучения от биоткани и выделения части мощности, потраченной на локальный нагрев эпидермиса, регистрируемой измерением максимальных температур нагрева эпидермиса в двух точках вне светового пятна, лежащих на одном радиус-векторе и определенном расстоянии друг от друга. Следовательно, повышается точность контроля поглощенной дозы внутренними тканями при низкоинтенсивной лазерной терапии внутренних органов [87].

Разработанный метод контроля поглощаемой в эпидермисе мощности излучения с учетом потерь на отражение позволяет поддерживать заданную поглощенную дозу низкоинтенсивного лазерного излучения в подвергаемых лазеротерапии внутренних тканях, так как максимальную температуру нагрева эпидермиса можно измерить спустя 30 – 40 % времени лазерной процедуры ввиду завершения переходных процессов в эпидермисе.

Таким образом, метод контроля поглощаемой в эпидермисе мощности

излучения и усовершенствованный на его основе метод контроля поглощенной дозы внутренними тканями обеспечивают возможность создания лазерного терапевтического устройства с контролем поглощаемой в эпидермисе мощности излучения и регулированием интенсивности излучения по оптическим и теплофизическим свойствам эпидермиса.

Рассматриваемое устройство предназначено для физиотерапевтического воздействия инфракрасным лазерным импульсным излучением на внутренние ткани биологического объекта с целью терапии внутренних органов при лечении различных заболеваний.

Для повышения точности контроля поглощенной дозы при терапии внутренних органов за счет контроля поглощаемой в эпидермисе мощности излучения в устройство, содержащее лазерный излучатель и фотодиод, установленные в корпусе излучателя, а также источник питания лазерного излучателя, дополнительно вводятся преобразователи температуры, измеритель изменения температуры, регистратор поглощаемой в эпидермисе мощности излучения, предварительный усилитель, регистратор отраженного излучения, сумматор, дифференциальный усилитель, задатчик дозы и преобразователь напряжения в частоту. Преобразователи температуры должны быть установлены в корпусе излучателя на одном радиус-векторе вне области светового пятна, причем их расположение от центра пятна должно определяться по методике, изложенной в [86].

На рис. 2.18 приведена функциональная схема предлагаемого лазерного терапевтического устройства [88], которое работает следующим образом.

С помощью задатчика дозы 1 устанавливают необходимую поглощенную дозу лазерного излучения внутренними тканями (органами). Корпус излучателя 13 накладывают на кожный покров, включают канал измерения температуры эпидермиса и измеряют начальную температуру в месте воздействия.

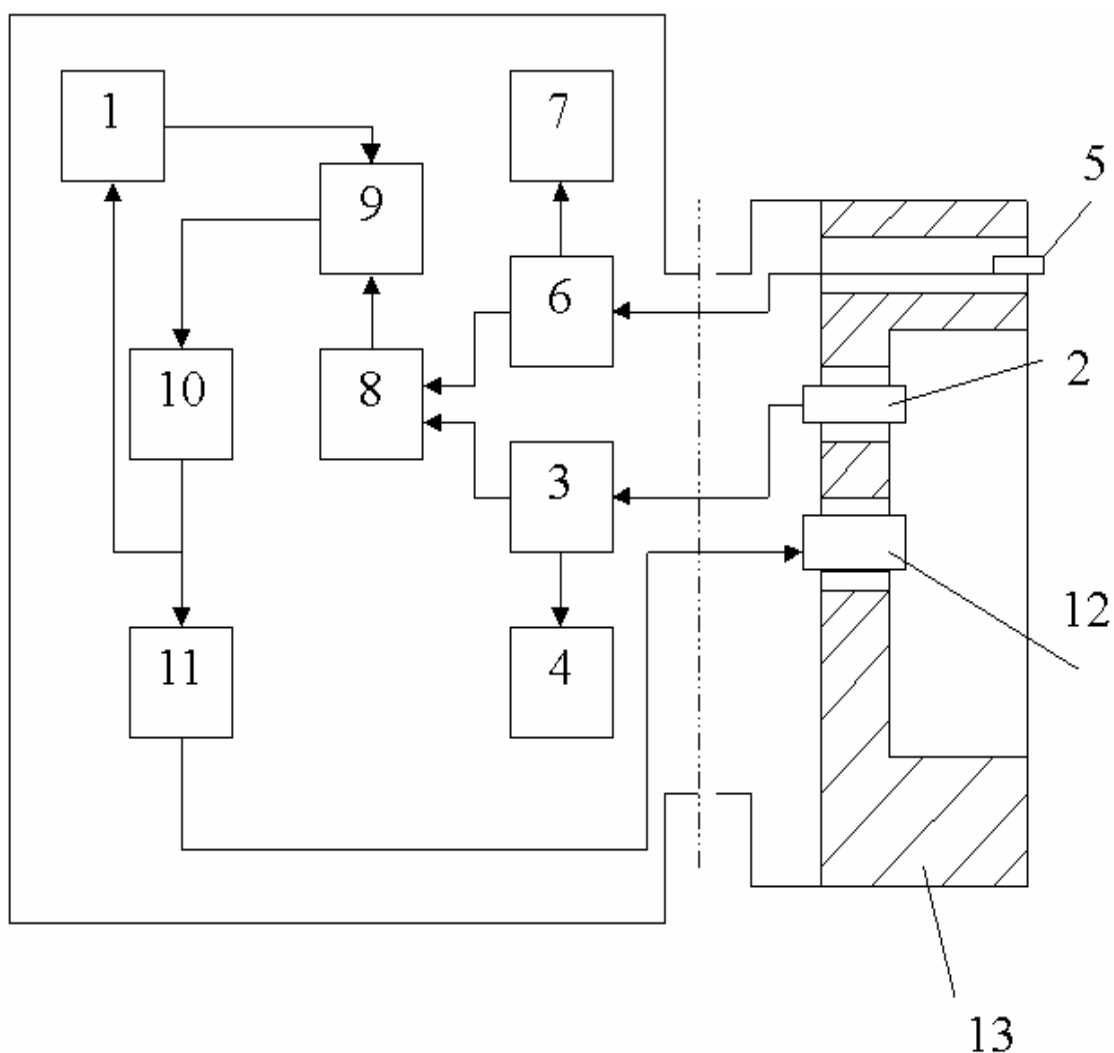
Проводят терапевтическую процедуру. Отраженное от поверхности эпидермиса излучение преобразуется фотодиодом 2, предварительным уси-

лителем 3 и регистратором отраженного излучения 4. Излучение, рассеиваемое в верхних слоях и вызывающее локальный нагрев эпидермиса кожного покрова, воздействует на преобразователи температуры 5, измеритель изменения температуры 6 и регистратор поглощаемой в эпидермисе мощности излучения 7. Сигналы с предварительного усилителя 3 и измерителя изменения температуры 6 идут на сумматор 8. Полученный на его выходе сигнал поступает на дифференциальный усилитель 9, где он сравнивается с сигналом от датчика дозы 1. В результате на выходе дифференциального усилителя 9 формируется сигнал, пропорциональный коэффициенту поглощения лазерного излучения внутренними тканями, который получает преобразователь напряжения в частоту 10. Этот блок преобразует управляющее напряжение с выхода дифференциального усилителя 9 в частоту следования лазерных импульсов, подаваемую в источник питания лазерного излучателя 11, сигналы с которого поступают на лазерный излучатель 12, расположенный в корпусе 13.

Импульсы с преобразователя напряжения в частоту 10 поступают также в датчик дозы 1, где производится расчет текущей поглощенной дозы внутренними тканями в процессе лазерной процедуры и в случае ее превышения заданной – выключение устройства.

В предлагаемом устройстве время экспозиции, площадь облучения, импульсная мощность и длительность импульса постоянны, а частота импульсов лазерного излучения изменяется в зависимости от задаваемой оператором необходимой поглощенной дозы лазерного излучения внутренними органами, оптических и теплофизических свойств эпидермиса по следующей зависимости:

$$f = \frac{D_{\text{погл}} \cdot S}{P_{\text{имп}} \cdot \tau \cdot t \cdot [1 - (\rho(\lambda) + \xi)]}. \quad (2.10)$$



**Рис. 2.18.** Функциональная схема лазерного терапевтического устройства:

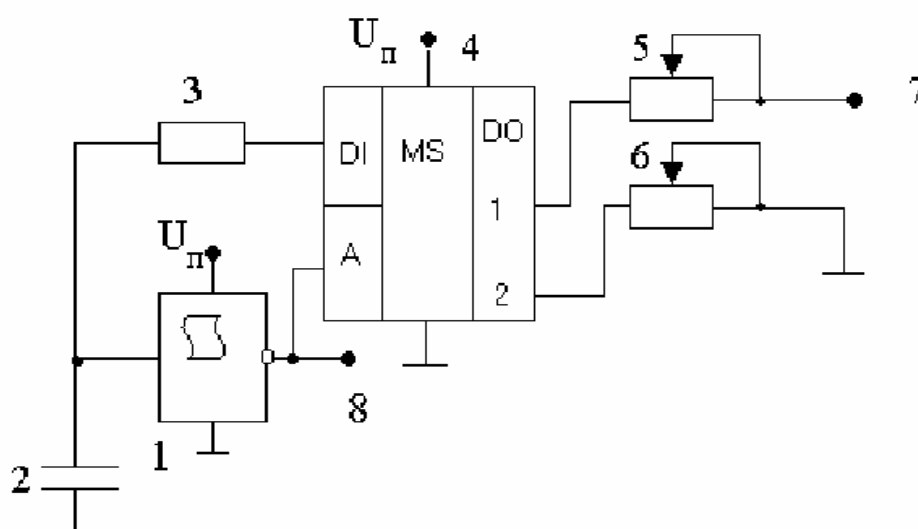
1 – задатчик дозы; 2 – фотодиод; 3 – предварительный усилитель; 4 – регистратор отраженного излучения; 5 – преобразователи температуры; 6 – измеритель изменения температуры; 7 – регистратор поглощаемой в эпидермисе мощности излучения; 8 – сумматор; 9 – дифференциальный усилитель; 10 – преобразователь напряжения в частоту; 11 – источник питания лазерного излучателя; 12 – лазерный излучатель; 13 – корпус излучателя

Таким образом, с помощью использования преобразователей температуры, измерителя изменения температуры, регистратора поглощаемой в эпидермисе мощности излучения, предварительного усилителя, регистратора отраженного излучения, сумматора, дифференциального усилителя, задатчика дозы и преобразователя напряжения в частоту, а также их связей можно регистрировать изменения температуры кожного покрова во время процедуры,

определять потери мощности лазерного излучения на локальный нагрев эпидермиса и регулировать интенсивность лазерного излучения в зависимости от заданной поглощенной дозы.

Одним из основных блоков описанного выше устройства является преобразователь напряжения в частоту, обеспечивающий регулирование интенсивности лазерного излучения (изменение частоты подачи лазерных импульсов при неизменной их длительности соответствует изменению коэффициента скважности импульсов). К данному устройству предъявляются требования высокого быстродействия и надежности.

Предложено устройство преобразователя напряжения в частоту [89], функциональная схема которого представлена на рис. 2.19.



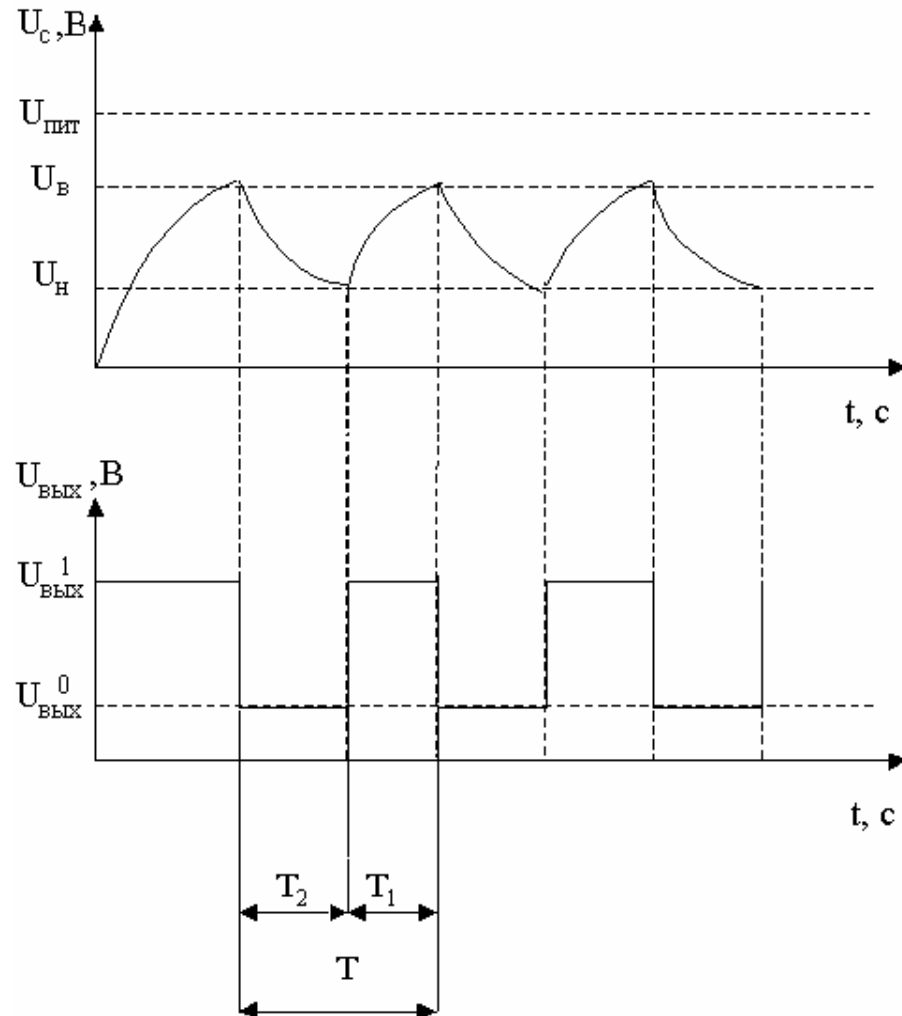
**Рис. 2.19.** Функциональная схема преобразователя напряжения в частоту

Предлагаемый преобразователь содержит триггер Шмитта 1, конденсатор 2, резистор 3, мультиплексор 4, два переменных резистора 5 и 6, входную клемму 7 и выходную клемму 8. Вход триггера Шмитта 1 через конденсатор 2 соединен с общей шиной, а через постоянный резистор 3 – с информационным входом мультиплексора 4, адресный вход которого соединен с выходной клеммой 8, первый выход через переменный резистор 5 соединен с входной клеммой 7, а второй выход через переменный резистор 6 соединен с общей



шиной. Триггер Шмитта 1 и мультиплексор 4 подключены к источнику питания и общей шине.

На рис. 2.20 приведены временные диаграммы, поясняющие принцип работы преобразователя.



**Рис. 2.20.** Временные диаграммы, поясняющие принцип работы преобразователя напряжения в частоту

При включении питания преобразователя на выходе триггера Шмитта 1 устанавливается напряжение высокого уровня  $U_{\text{ВЫХ}}^1$ , при этом мультиплексор 4 подключен к источнику внешнего напряжения через клемму 7. Конденсатор 2 заряжается от источника управляющего напряжения по экспоненциальному закону с постоянной времени  $T_1$ , определяемой резисторами 3 и 5, и в момент времени, когда напряжение на входе триггера Шмитта достигает верхнего порога переключения  $U_B$ , он переключается в состояние с низким

уровнем выходного напряжения  $U_{\text{ВЫХ}}^0$ . При этом мультиплексор 4 переключается на общую шину и конденсатор 2 разряжается с постоянной времени  $T_2$ , определяемой резисторами 3 и 6. Когда напряжение на входе триггера Шмитта достигает нижнего порога срабатывания  $U_{\text{Н}}$ , он переключается в состояние с высоким уровнем выходного напряжения  $U_{\text{ВЫХ}}^1$  и процесс повторяется. Период повторения импульсов определяется по формуле, как  $T = T_1 + T_2$ , причем:

$$T_1 = (R + R_1) \cdot C \cdot \ln \frac{U_{\text{ВНЕШ}} - U_{\text{Н}}}{U_{\text{ВНЕШ}} - U_{\text{В}}}, \quad (2.11)$$

$$T_2 = (R + R_2) \cdot C \cdot \ln \frac{U_{\text{Н}}}{U_{\text{В}}}, \quad (2.12)$$

где  $T_1$  и  $T_2$  – периоды соответственно заряда и разряда конденсатора 2;

$R$  – сопротивление постоянного резистора 3;

$R_1$  – сопротивление переменного резистора 5;

$R_2$  – сопротивление переменного резистора 6;

$C$  – емкость конденсатора 2;

$U_{\text{ВНЕШ}}$  – напряжение внешнего источника;

$U_{\text{Н}}$  – нижний уровень срабатывания триггера Шмитта;

$U_{\text{В}}$  – верхний уровень срабатывания триггера Шмитта.

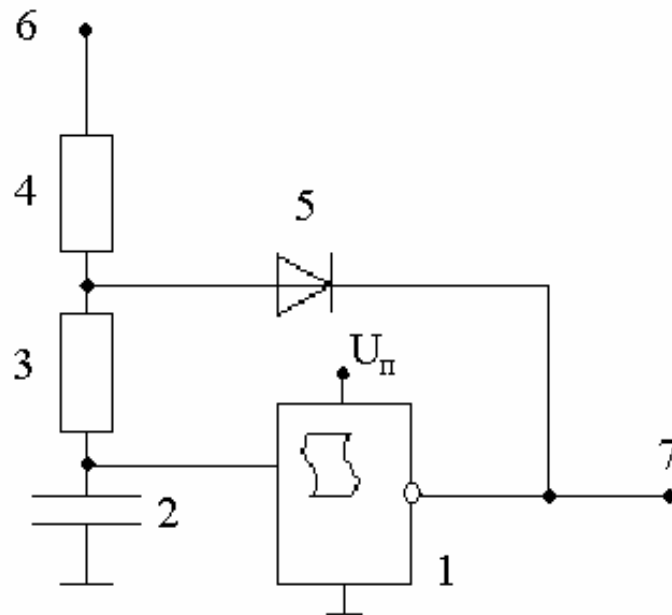
Частота следования импульсов определяется соотношением:

$$f = \frac{1}{T}. \quad (2.13)$$

Таким образом, с помощью переменных резисторов 5 и 6 производится регулировка скважности импульсов на выходе генератора, а также регулируется диапазон изменения частоты импульсов.

Предложенное устройство можно упростить и, тем самым, повысить его надежность. Для этого преобразователь напряжения в частоту, содержащий триггер Шмитта, вход которого через конденсатор соединен с общей шиной и с одним концом постоянного резистора, второй резистор, соединен-

ный с входом преобразователя, должен содержать диод, катод которого соединен с выходом триггера Шмитта, а анод через второй резистор соединен с источником внешнего напряжения и со вторым концом первого резистора [90]. На рис. 2.21 приведена функциональная усовершенствованная схема преобразователя, а на рис. 2.20 приведены временные диаграммы, поясняющие принцип действия.



**Рис. 2.21.** Функциональная схема преобразователя напряжения в частоту

Преобразователь напряжения в частоту содержит триггер Шмитта 1, конденсатор 2, первый и второй резисторы 3 и 4, диод 5, входную клемму 6 и выходную клемму 7. Вход триггера Шмитта 1 через конденсатор 2 соединен с общей шиной и через резисторы 3 и 4 – с входной клеммой 6, к которой подключен источник внешнего напряжения, а через резистор 3 и диод 5 соединен с выходной клеммой 7. Триггер Шмитта 1 подключен к источнику питания и общей шине.

Преобразователь напряжения в частоту работает следующим образом.

При включении питания преобразователя на выходе триггера Шмитта 1 устанавливается напряжение высокого уровня  $U_{\text{вых}}^1$ , при этом диод 5 заперт в прямом направлении и конденсатор 2 заряжается от источника управляющего напряжения по экспоненциальному закону с постоянной времени  $T_1$ ,

определяемой резисторами 3 и 4, и когда напряжение на входе триггера Шмитта достигает верхнего порога переключения  $U_{\text{в}}$ , он переключается в состояние с низким уровнем выходного напряжения  $U_{\text{вых}}^0$ . При этом диод 5 открывается, и конденсатор 2 разряжается через него с постоянной времени  $T_2$ , определяемой резистором 3. Когда напряжение на входе триггера Шмитта достигает нижнего порога срабатывания  $U_{\text{н}}$ , он переключается в состояние с высоким уровнем выходного напряжения  $U_{\text{вых}}^1$ , далее процесс повторяется. Период повторения импульсов определяется по формуле, как  $T = T_1 + T_2$ , причем  $T_1$  и  $T_2$  определяются по формулам (2.11) и (2.12) соответственно с учетом отсутствия  $R_2$ . Частота следования импульсов определяется также по формуле (2.13).

Таким образом, с помощью конденсатора 2 и резисторов 3 и 4 производится регулировка скважности импульсов на выходе преобразователя, а с помощью введения диода повышается элементная надежность устройства.

Предложенные оригинальные устройства регулирования частоты импульсов с целью управления интенсивностью лазерного излучения в виде преобразователей напряжения в частоту позволяют с высоким быстродействием и надежностью регулировать коэффициент скважности лазерных импульсов.

Использование данного лазерного терапевтического устройства обеспечивает повышение точности контроля поглощенной дозы лазерного излучения внутренними тканями при их терапии [91].

## **2.6 МЕТОД СОЧЕТАННОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ – МАГНИТО-ИНФРАКРАСНО-ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ И ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ АППАРАТУРЫ ДЛЯ МИЛ-ТЕРАПИИ**

В многочисленных работах (например, [21, 52]) показана высокая эффективность сочетания воздействия постоянным магнитным полем, непрерывным излучением светодиодов и импульсным лазерным излучением (МИЛ-терапия).

Аппараты для МИЛ-терапии относятся к устройствам для физиотерапевтического воздействия лазерным импульсным и инфракрасным непрерывным излучением и магнитным полем для лечения ран, травматических повреждений и т. д. Данные устройства обычно содержат блок управления и индикации, блок преобразования и контроля напряжения питания и электрически связанные между собой основной и дополнительный излучающие терминалы. В корпусе терминалов размещены источники импульсного лазерного излучения, светодиоды непрерывного ИК-излучения и светодиоды излучения подсветки. Кольцевой постоянный магнит является опорной шайбой терминала. Светодиоды установлены под углом к центральной продольной оси терминала. Использование лазера и светодиодов позволяет получить фотодинамический эффект для устойчивого воздействия на глубоко расположенные зоны и органы.

Рассмотрим принципы построения устройств для МИЛ-терапии на примере аппарата широко распространенной серии РИКТА (ЗАО «МИЛТА – ПКП ГИТ», г. Москва) [92]. Данное устройство для магнитолазерной терапии содержит блок управления и индикации и излучающий терминал, электрически соединенный с блоком управления и индикации, источник импульсного лазерного излучения и источник непрерывного ИК-излучения, а также кольцевой постоянный магнит, размещенный соосно с источником импульсного лазерного излучения. Устройство также содержит дополнительный излучающий терминал, электрически соединенный с блоком управ-

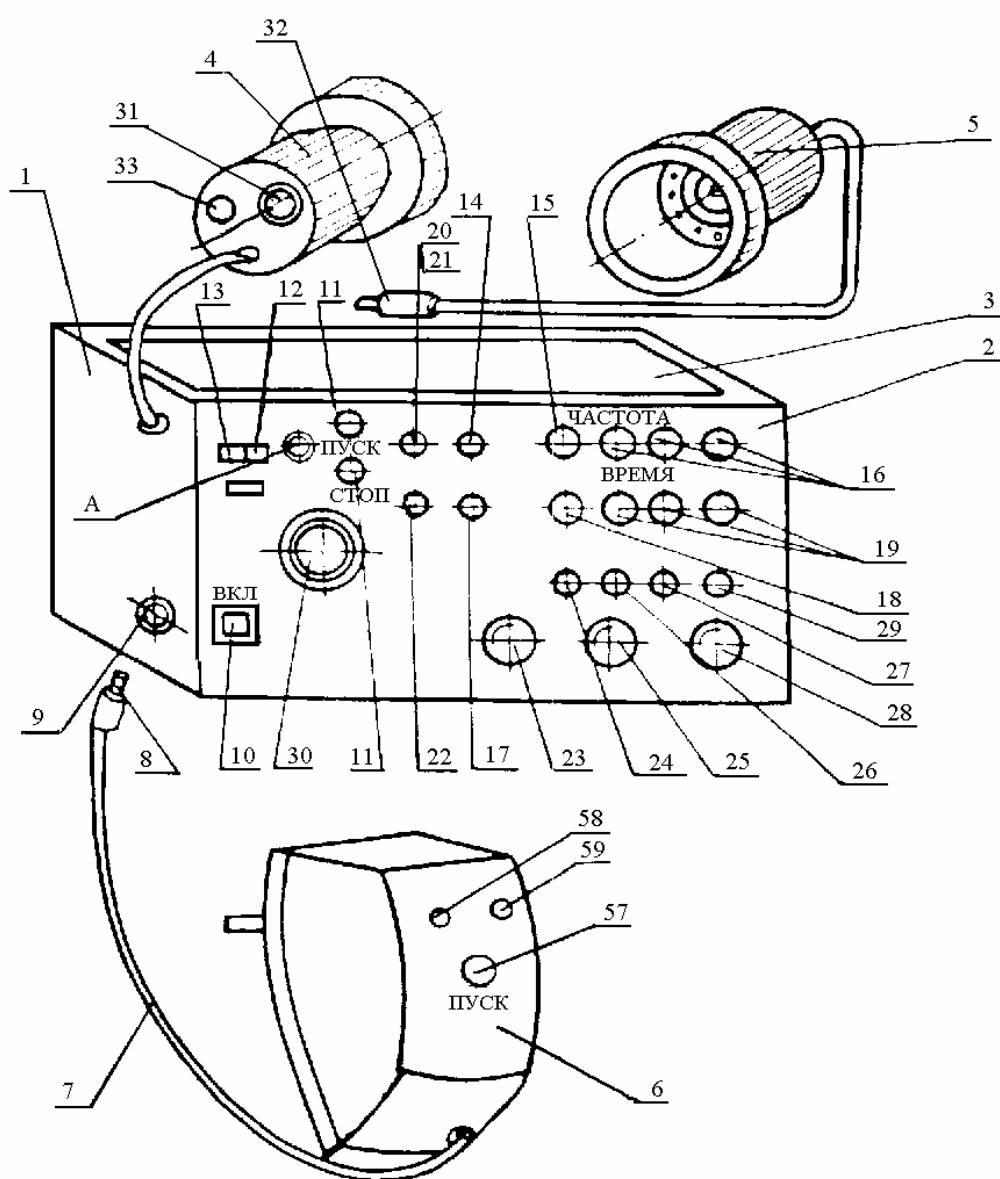
ления и индикации, источники излучения подсветки, блок преобразования и контроля напряжения питания и автономный источник питания в виде аккумуляторных батарей с зарядным устройством, размещенных в блоке управления и индикации, электрически связанном с блоком преобразования и контроля напряжения питания. Причем корпус основного и дополнительного излучающего терминалов выполнен в виде цилиндра, на торцевой поверхности которого расположен кольцевой магнит. Источник импульсного лазерного излучения выполнен в виде полупроводникового лазера с длиной волны 0,83 мкм, регулируемого по мощности излучения и по частоте следования импульсов. Источники непрерывного ИК-излучения выполнены в виде светодиодов с длиной волны ИК-излучения в пределах 0,92-0,96 мкм. Источники излучения подсветки выполнены в виде светодиодов, работающих в диапазоне видимого красного излучения. В блок управления и индикации введено средство контроля импульсного лазерного излучения и непрерывного ИК-излучения, выполненное в виде фотоприемника с объективом, установленных на передней панели блока управления и индикации.

На рис. 2.22 представлен общий вид устройства для магнитолазерной терапии, на рис. 2.23 – функциональная схема блока управления и индикации, на рис. 2.24 – общий вид излучающего терминала (основной и дополнительный).

Устройство для магнитолазерной терапии содержит корпус 1, в котором размещен блок управления и индикации с передней панелью 2 и крышкой 3, основной излучающий терминал 4 и дополнительный излучающий терминал 5, блок преобразования и контроля напряжения 6, соединенный с блоком управления и индикации при помощи кабеля 7 со штырем 8 и гнезда 9.

На передней панели 2 размещены органы управления и индикации: выключатель 10 питания с индикатором включения питания 11, переключатель 12 аккумуляторов, индикатор 13 разряда аккумуляторов, кнопка 14 выбора частоты и индикаторы выбора частот 15, 16, кнопка 17 выбора времени вы-

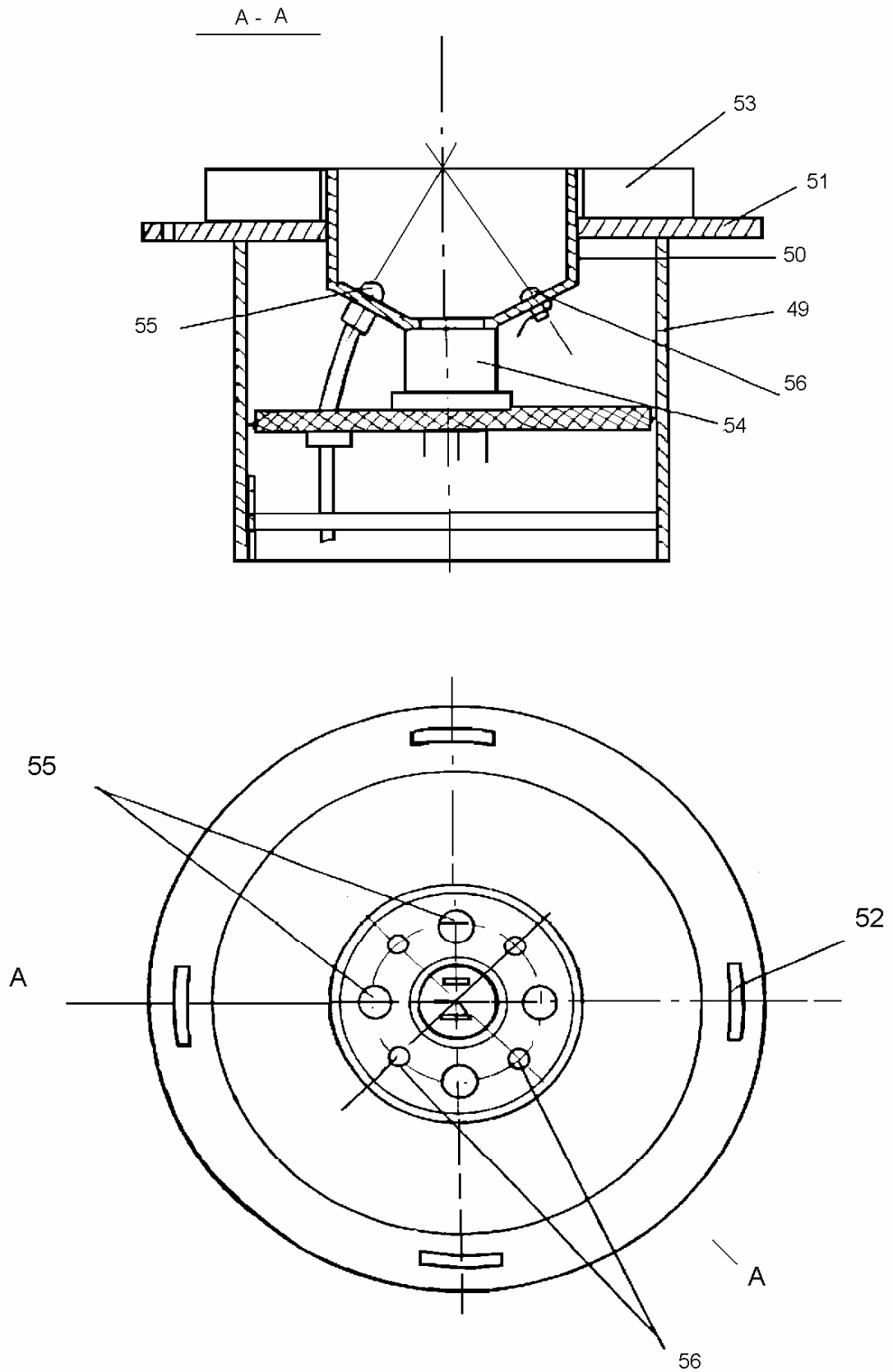
держки и индикаторы 18 и 19 выбранного времени выдержки, кнопка 20 запуска отсчета времени со встроенным в нее индикатором запуска 21, кнопка 22 выключения измерения, ручка регулировки мощности ИК-непрерывного излучения 23 основного излучающего терминала 4 с соответствующим индикатором 24, ручка регулировки мощности лазерного излучения 25 с индикаторами 26 и 27 соответственно основного и дополнительного излучающих терминалов, ручка регулировки мощности 28 ИК-непрерывного излучения дополнительного излучающего терминала 5 с соответствующим индикатором 29.



**Рис. 2.22.** Общий вид устройства для магнитолазерной терапии серии «РИКТА»







*Рис. 2.24.* Общий вид излучающего терминала (основной и дополнительный)

Блок управления и индикации включает также формирователь импульсов запуска лазерного импульсного излучения 44, вход которого соединен с первым выходом блока установки параметров 41, а выход со входом основного излучающего терминала 4. В блок управления и индикации также входит последовательно включенные фотоприемник 45, преобразователь мощности лазерного импульсного излучения в частоту звукового сигнала 46 и звуковой излучатель 47, вход которого также соединен со вторым выходом блока установки параметров 41.

Выход блока установки начальных параметров 34 соединен со вторым входом блока установки параметров 41, третий вход которого соединен с выходом блока контроля разряда аккумуляторов 36, а четвертый вход блока 41 соединен с коммутатором 48, соединенным со входом блока установки начальных параметров 34. Выход блока управления 37 светодиодами ИК-излучения подсветки и выход блока стабилизации тока 38 светодиодами непрерывного ИК-излучения соединен со входом основного терминала 4.

Излучающий терминал (рис. 2.24) конструктивно представляет собой формирователь требуемой апертуры пятна светового излучения полупроводникового лазера и светодиодов ИК-излучения, осуществляющий равномерное по площади апертуры смешивание низкоэнергетического лазерного когерентного и светодиодного некогерентного совпадения оснований конусов светового потока от каждого светодиода с плоскостью магнита, обращенной к облучаемому биологическому объекту. Корпус 49 терминала с соосной корпусу 49 насадкой 50 являются одновременно шасси для конструктивного крепления элементов и радиаторов для отвода тепла от корпусов светодиодов и полупроводникового лазера. Боковая поверхность насадки 50 имеет цилиндрическую форму, а ее основание, служащее опорной поверхностью – форму усеченного конуса. Между корпусом 49 и насадкой 50 с возможностью проворачивания размещена опорная шайба 51. На выступающей относительно корпуса периферийной части опорной шайбы 51 выполнены прорези 52 для прикрепления средств закрепления терминала, например в виде лент и рем-

ней (не показаны), на биологическом объекте. На опорной шайбе 51 установлен кольцевой постоянный магнит 53, надетый на выступающий из опорной шайбы 51 конец насадки 50. В центре опорной поверхности насадки 50 установлен источник импульсного лазерного излучения 54, а по периферии размещены светодиоды непрерывного ИК-излучения 55 и светодиоды излучения подсветки 56. Причем светодиоды 55, 56 установлены под углом к центральной продольной оси терминала так, что ось диаграммы излучения каждого из светодиодов 55, 56 образует острый угол с центральной продольной осью терминала.

Устройство для магнитолазерной терапии работает следующим образом.

Основной излучающий терминал 4 и при необходимости дополнительный излучающий терминал 5 устанавливаются так, чтобы отверстие кольцевого магнита 53, внутри которого проходят пучки оптического излучения светодиодов 55, 56 и лазера 54, приходилось на зону облучения биологического объекта. В момент включения замыкается выключатель-выключатель 39 (рис. 2.23), соответствующий показанному на рис. 2.22 выключателю 10 питания. Загорается индикатор включения питания 11. Питающее напряжение подается на все функциональные узлы и блоки устройства. При этом в начальный момент блок начальной установки параметров 34 устанавливает минимальную частоту импульсного лазерного излучения и минимальную выдержку времени, индицируемые соответственно индикаторами 15, 18. При помощи кнопки выбора частоты 14 выбирают необходимую частоту генерации импульсов лазера, например, из набора 4, 64, 512 и 4096 Гц. Выбранная частота подсвечивается одним из индикаторов 15, 16. При помощи кнопки выбора времени выдержки 16 выбирают необходимое время излучения, например, из набора 0,5, 1, 4, 17 мин. Выбранное время индицируется одним из индикаторов 18 или 19. Выбранное значение времени и частоты выдерживается для обоих терминалов, отсчет времени начинается с нажатием кнопки запуска 20 отсчета времени, что индицируется соответствующим индикатором 21,

при этом индикатор 11 гаснет, при помощи ручек 23, 25, 28 регулируется мощность лазерного импульсного и ИК-непрерывного излучений. Например, при изменении мощности ИК-излучения основного терминала от 0 до 160 мВт с помощью ручки 23 соответствующий индикатор 24 разгорается до полной яркости. Регулирование мощности ИК непрерывного излучения с помощью ручки 28 осуществляется только при подключении с помощью разъемного соединения 31, 32 дополнительного терминала 5. Ручкой 25 можно регулировать мощность импульсного лазерного излучения обоих терминалов одновременно, при этом яркость индикаторов 26, 27 зависит от мощности и от частоты следования импульсов.

Излучение (лазерное импульсное и ИК-непрерывное) контролируют при помощи объектива 30 с фотоприемником 45 (рис. 2.22). Для этого проверяемый излучающий терминал ориентируют на объектив 30. Благодаря соответствующим образом выбранному диапазону приема фотоприемник 45 воспринимает импульсное лазерное излучение и непрерывное ИК-излучение терминала, вставленного в объектив фотоприемника 45, и не реагирует на ИК-излучение подсветки. Принятое оптическое излучение преобразуется в преобразователе 46 в звуковой сигнал определенной частоты. Большим значениям мощности оптического излучения соответствует более высокий тон звука.

Работа устройства продолжается до истечения выбранного времени выдержки, после чего излучение терминалов прекращается, индикатор 21 гаснет, а индикатор 11 включается. Формируется звуковой сигнал предупреждения об окончании сеанса (подается со второго выхода блока установки параметров 41). Включение и выключение излучения основного и дополнительного терминалов может быть инициировано непосредственно с терминалов посредством предусмотренной на каждом из них кнопки «Пуск/Стоп» 33, использование которой может оказаться более удобным в процессе проведения лечебного сеанса.

Устройство может работать при подаче электропитания как от сети, так

и с использованием автономного источника электропитания – блока аккумуляторов 40 (рис. 2.23). Если аккумулятор разряжен ниже допустимого уровня, блок контроля разрядки 36 аккумулятора переводит устройство в начальное состояние, характеризуемое начальными значениями параметров - частоты и времени выдержки. Разряженный аккумулятор заряжается от сети с помощью зарядного устройства, входящего в состав блока управления и индикации 1, и блока преобразования и контроля питания 6, подключаемого к блоку управления и индикации 1 посредством разъёмного соединения 8, 9. Заряд выбранного аккумулятора инициируется нажатием кнопки «Пуск» 57 и контролируется индикатором тока заряда 58, яркость которого снижается в процессе заряда. При окончании заряда индикатор 58 гаснет, а индикатор полного заряда 59 загорается, индицируя готовность аккумулятора к работе.

Облучение поверхностных и глубоко лежащих тканей и активизации процессов заживления ран, травматических повреждений, воспалительных очагов достигается совместным использованием умеренно когерентного и некогерентного оптических излучений в сочетании с магнитным полем, а также красным видимым светом светодиодов, что обеспечивается входящими в состав излучающих терминалов импульсным лазером, светодиодами непрерывного ИК-излучения и постоянным магнитом. Выбранный диапазон излучения положительно влияет на иммунную систему организма и восстанавливает энергетическое состояние клеток.

Использование двух терминалов позволяет повысить терапевтический эффект за счет воздействия из двух точек без увеличения потребляемого тока, что обеспечивается противофазностью импульсного лазерного излучения от двух терминалов. Совместное воздействие различных видов излучений можно представить в виде модулированного импульсным лазерным излучением непрерывного ИК-излучения того же диапазона длин волн. Сформированные таким образом пачки фотонов приобретают высокую проникающую способность, превышающую соответствующий показатель для каждого взятого отдельно излучения. При этом указанная выше ориентация светодиодов

относительно продольной оси терминала позволяет в максимальной степени сконцентрировать в одной области пространства обе составляющие оптического излучения.

Устройство позволяет оптимизировать характеристики устройства для магнитолазерной терапии. В частности, введены средства подсветки, предназначенные для ориентации излучающего терминала на обрабатываемую поверхность биологического объекта и дающие лечебный фактор за счет облучения красным светом в виде набора светодиодов излучения подсветки, установленных с тем же наклоном относительно продольной оси терминала, что и у светодиодов непрерывного ИК-излучения. В результате обеспечивается точное совмещение пятна подсветки с областью лазерного и ИК-облучения, то есть повышается избирательность, точность физиотерапевтического воздействия. Кроме того, в устройстве расширены функциональные возможности и улучшены эксплуатационные характеристики. Это, в частности, связано с введением автономного источника питания в виде подзаряжаемых аккумуляторов.

Предусмотренное изобретением выполнение автономного источника питания обеспечивает работоспособность и высокую надежность работы устройства в различных условиях применения за счет постоянного контроля состояния аккумуляторов и своевременного перехода с одного аккумулятора на другой и одновременно с этим подзаряда разряженного аккумулятора от сети или иного источника. Введенные средства акустической сигнализации начала и конца сеанса работы устройства и частоты следования импульсов лазерного излучения весьма удобно и наглядно индицируют акустическим сигналом наличие импульсного лазерного и непрерывного ИК-излучений, а по высоте акустического сигнала – частоту следования импульсов лазерного излучения [92].

## 2.7 ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ ЛАЗЕРНЫХ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ С КОНТРОЛЕМ ВЫХОДНЫХ ПАРАМЕТРОВ

Рассмотрим принципы построения лазерных терапевтических аппаратов с контролем выходных параметров на примере серийно выпускаемых аппаратов серии «МУСТАНГ» [93].

Данный аппарат относится к устройствам для лазерного воздействия в терапевтических целях при лечении различных заболеваний. Повышение эффективности лазерной терапии при лечении различных заболеваний происходит за счет увеличения точности измерения величины мощности лазерного излучения. Лазерное терапевтическое устройство включает блок приема и преобразования управляющих сигналов для источников лазерного излучения, процессор обработки сигналов, блок преобразования сигналов процессора, устройство для измерения мощности лазерного излучения, блок индикации и управления. Все источники лазерного излучения различных типов снабжены блоком идентификации типа лазерного излучения, установленным в корпусе источника лазерного излучения и соединенным через блок адаптеров с входом процессора обработки сигналов. Выход устройства для измерения мощности соединен с входом коммутатора, второй вход которого соединен с процессором обработки сигналов, а выходы соединены с входами нормирующих усилителей, соответствующих определенному типу источника лазерного излучения, выходы которых соединены с входами блока индикации и управления. Устройство для индикации мощности совмещено с блоком индикации и управления, а один или несколько источников лазерного излучения выполнены в виде импульсного полупроводникового лазера с длиной волны 0,63-0,67 мкм, частотой повторения импульсов не более 3000 Гц при длительности импульса по уровню 0,5 с не более  $200 \cdot 10^{-9}$  с.

Блок идентификации типа лазерного излучения (ЛИ) установлен в корпусе источника ЛИ и соединен через блок адаптеров с входом процессора обработки сигналов, а выход устройства для измерения мощности соединен с

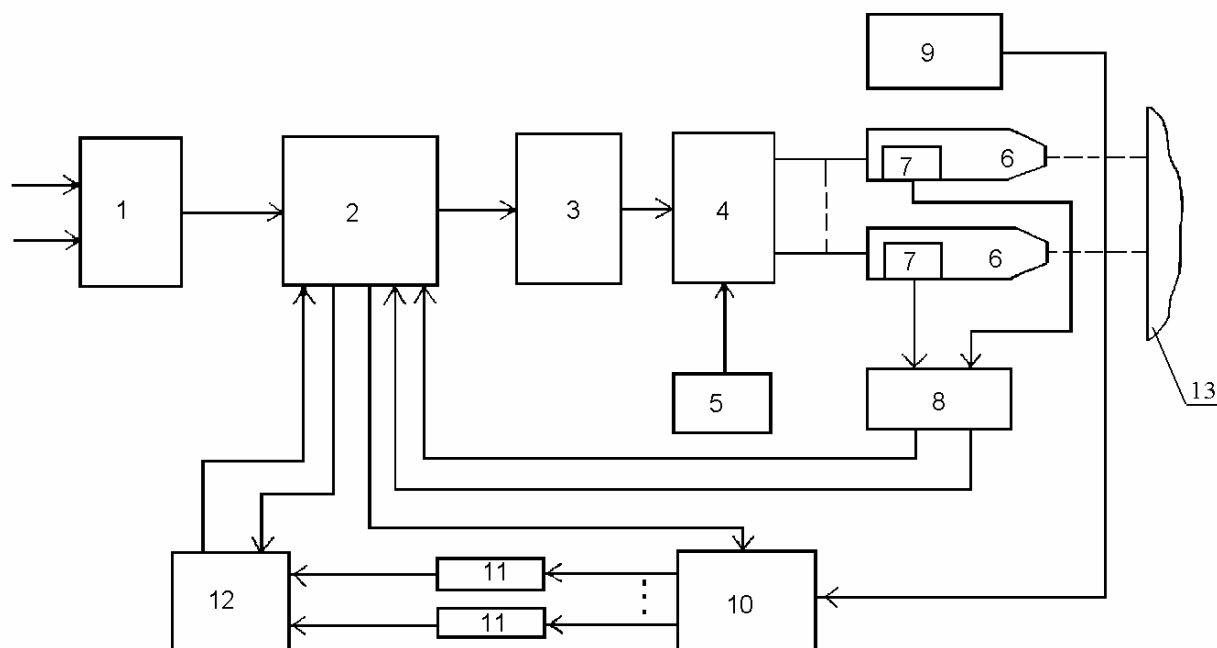
входом коммутатора, второй вход которого соединен с процессором обработки сигналов. Выходы коммутатора соединены с входами нормирующих усилителей, соответствующих определенному типу источника ЛИ, выходы которых соединены с входами блока индикации и управления. Причем устройство для индикации измеренной величины мощности совмещено с блоком индикации и управления, что позволяет повысить эффективность лазерной терапии при лечении различных заболеваний за счет повышения точности измерения величины мощности ЛИ при использовании его источников различного типа: различные длины волн ЛИ, режимы непрерывного или импульсного ЛИ, различные частотные характеристики ЛИ. Это достигается автоматическим переключением каналов измерения мощности ЛИ в соответствии с определенным типом ЛИ, в каждом из которых обеспечивается преобразование сигнала, принятого устройством для измерения мощности, в сигнал соответствующей истинной мощности ЛИ с последующей индикацией величины мощности блоком управления и индикации. Такое соответствие достигается предварительной калибровкой устройства по измерению мощности для различных типов ЛИ, в результате которой подбирается коэффициент усиления каждого нормирующего усилителя.

Выполнение одного или нескольких источников ЛИ в виде импульсного полупроводникового лазера с длиной волны 0,63-0,67 мкм, частотой повторения импульсов не более 3000 Гц при их длительности импульса по уровню 0,5 с не более  $200 \cdot 10^{-9}$  с, по мнению авторов [89], обеспечивает существенное повышение врачебного эффекта резонансного характера при проведении лазерной терапии, особенно при лечении заболеваний нервной системы. Использование импульсного полупроводникового лазера с указанными характеристиками позволяет создать более эффективный и оптимальный характер лазерного воздействия на организм по сравнению, например, с лазером непрерывного ЛИ. За счет высокой и оптимальной концентрации энергии в импульсе при использовании предложенного лазера достигается: хороший терапевтический эффект при меньших дозах и более кратковремен-



ном воздействии на организм; существенное разнообразие лазерного воздействия по своим физическим характеристикам, что обеспечивает индивидуализацию и адекватность лазерной терапии; уменьшение адаптации к воздействию ЛИ.

На рис. 2.25 представлена функциональная схема данного лазерного терапевтического устройства с контролем выходных параметров.



**Рис. 2.25.** Функциональная схема лазерного терапевтического устройства с контролем выходных параметров:

1 – блок приема и преобразования управляющих сигналов; 2 – процессор обработки сигналов; 3 – блок преобразования сигналов процессора; 4 – блок управляющих сигналов; 5 – кнопка переключения каналов; 6 – источники ЛИ; 7 – блок идентификации типа ЛИ; 8 – адаптер; 9 – устройство для измерения мощности ЛИ; 10 – коммутатор; 11 – нормирующий усилитель; 12 – блок индикации и управления; 13 – облучаемая поверхность

Блок 1 приема и преобразования управляющих сигналов для источников ЛИ включает в себя различные устройства и датчики, например, дыхания и пульса, с которых поступают управляющие сигналы на источники ЛИ, а также различные устройства (например, усилители, аналого-цифровые преобразователи и т.п.) для согласования сигналов датчиков с процессором 2 об-

работки сигналов. Он построен на базе серийного микропроцессора, выполнен по известным правилам и обеспечивает обработку поступающих в него сигналов в соответствии с заложенной программой.

Блок 3 преобразования сигналов процессора включает в себя различные устройства, например цифроаналоговые преобразователи и т.п., обеспечивающие совместно с блоком 4 адаптеров управляющих сигналов, снабженным кнопкой 5 переключения каналов лазерной терапии, согласование сигнала, поступающего с процессора 2, с необходимыми сигналами для непосредственного управления источниками 6 ЛИ различного типа.

Блоки 7 идентификации типа ЛИ выполнены на базе известного микроконтроллера PIC12C509 и обеспечивают передачу через блок 8 адаптеров информации о типе ЛИ в виде определенного кода, соответствующего определенному типу ЛИ, в процессор 2 обработки сигналов. Нормирующие усилители 11 выполнены для каналов измерения мощности источников непрерывного ЛИ на основе операционного усилителя М324, а для измерения мощности импульсного ЛИ – по типовой схеме, аналогичной используемой в АЛТ «МУСТАНГ». Коэффициент усиления каждого нормирующего усилителя 11 подобран в результате предварительной калибровки, определяющей соответствие сигнала, поступающего от устройства для измерения мощности ЛИ, истинной мощности ЛИ для каждого типа ЛИ.

Блок 12 индикации и управления осуществляет индикацию величины мощности ЛИ, а также может осуществить индикацию режима ЛИ (непрерывный или импульсный), сигналов различных датчиков и т.д. Блок 12 может также подавать на процессор 2 обработки сигналов и дополнительные различные команды, например, на изменение величины мощности ЛИ.

Лазерное терапевтическое устройство работает следующим образом.

Сигналы, необходимые для управления источниками 6 ЛИ, поступают на вход блока 1 приема и преобразования управляющих сигналов для источников ЛИ. Затем через процессор 2 обработки сигналов, блок 3 преобразования сигналов процессора, блок 4 адаптеров управляющих сигналов, снаб-

женный кнопкой 5 переключения каналов лазерной терапии, эти сигналы в пригодном для непосредственного управления любым источником 6 ЛИ виде поступают на его вход, который воздействует лазером на облучаемую поверхность 13 пациента. Измерение мощности ЛИ осуществляется путем направления излучения источника 6 ЛИ на устройство 9 для измерения мощности и производится следующим образом.

При включении источника 6 ЛИ какого-либо типа блок 7 идентификации типа ЛИ подает через блок 8 адаптеров информацию в процессор 2 обработки сигналов о типе ЛИ в виде определенного кода, соответствующего определенному типу ЛИ. Из процессора 2 обработки сигналов поступает команда на коммутатор 10 для переключения канала измерения мощности в соответствии с сигналом блока 7 идентификации типа ЛИ. С выхода коммутатора 10 сигнал от устройства 9 измерения мощности поступает на определенный нормирующий усилитель 11, соответствующий определенному типу ЛИ. Затем этот усиленный сигнал поступает на блок 12 индикации и управления, который и показывает истинную величину измеренной мощности ЛИ.

Рассмотренное лазерное терапевтическое устройство обеспечивает высокую эффективность лазерной терапии при лечении различных заболеваний, особенно неврологического характера, за счет высокой точности измерения мощности ЛИ, которая достигается при помощи простых и надежных средств, и возможности воздействия на пациента импульсными ЛИ оптимальных параметров [93].

## **2.8 МЕТОД ЛАЗЕРОТЕРАПИИ «УЛЬТРАЗВУКОВЫМИ ЧАСТОТАМИ» И ПРИНЦИП ПОСТРОЕНИЯ «УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ЛАЗЕРОВ»**

Принципиально новыми аппаратами для лазеротерапии можно считать аппараты серий «УЛЕЙ» и «УЛАН». В них, в отличие от существующего в мире парка полупроводниковых аппаратов, лазерное излучение генерируется в автоколебательном режиме работы самого излучателя. Это позволяет получить импульсы лазерного излучения до 33000 Гц (ультразвуковой диапазон частот). С учетом того, что биоткани реагируют на воздействие ультразвуковой волной, авторы [94] считают, что разработан принципиально новый класс лазерной полупроводниковой терапевтической аппаратуры – «ультразвуковые лазеры».

Исследования показали, если лазерную терапию проводить с использованием УЗ-частот (от 16000 до 33000 Гц), в биотканях образуется ответная реакция, направленная одновременно на воздействие непосредственно лазерного кванта, а также на УЗ-воздействие. Когда на блоке лазерного излучения находится и постоянный магнит, при магнитолазеротерапии с использованием аппаратов серий «УЛЕЙ» и «УЛАН», можно говорить о воздействии на биоткани трех физиотерапевтических факторов одновременно – лазерного кванта, ультразвуковой частоты, магнитного поля. Все эти физические факторы находятся по своей интенсивности в физиологически допустимых диапазонах. Это воздействие оказывает максимальный эффект стимуляции, что сказывается на быстром (от 45 до 60 с) купировании болевых синдромов, увеличении (в 3-4 раза) скорости заживления раневых поверхностей, нормализации сосудистых реакций и снятии отека, а также отсутствия эффекта «обострения», иногда свойственного лазеротерапии [66].

Сравнительные технические характеристики диодных лазерных терапевтических аппаратов серии «УЛЕЙ» представлены в табл. 2.7.

Табл. 2.7

## Сравнительные технические характеристики диодных ЛТА серии «УЛЕЙ»

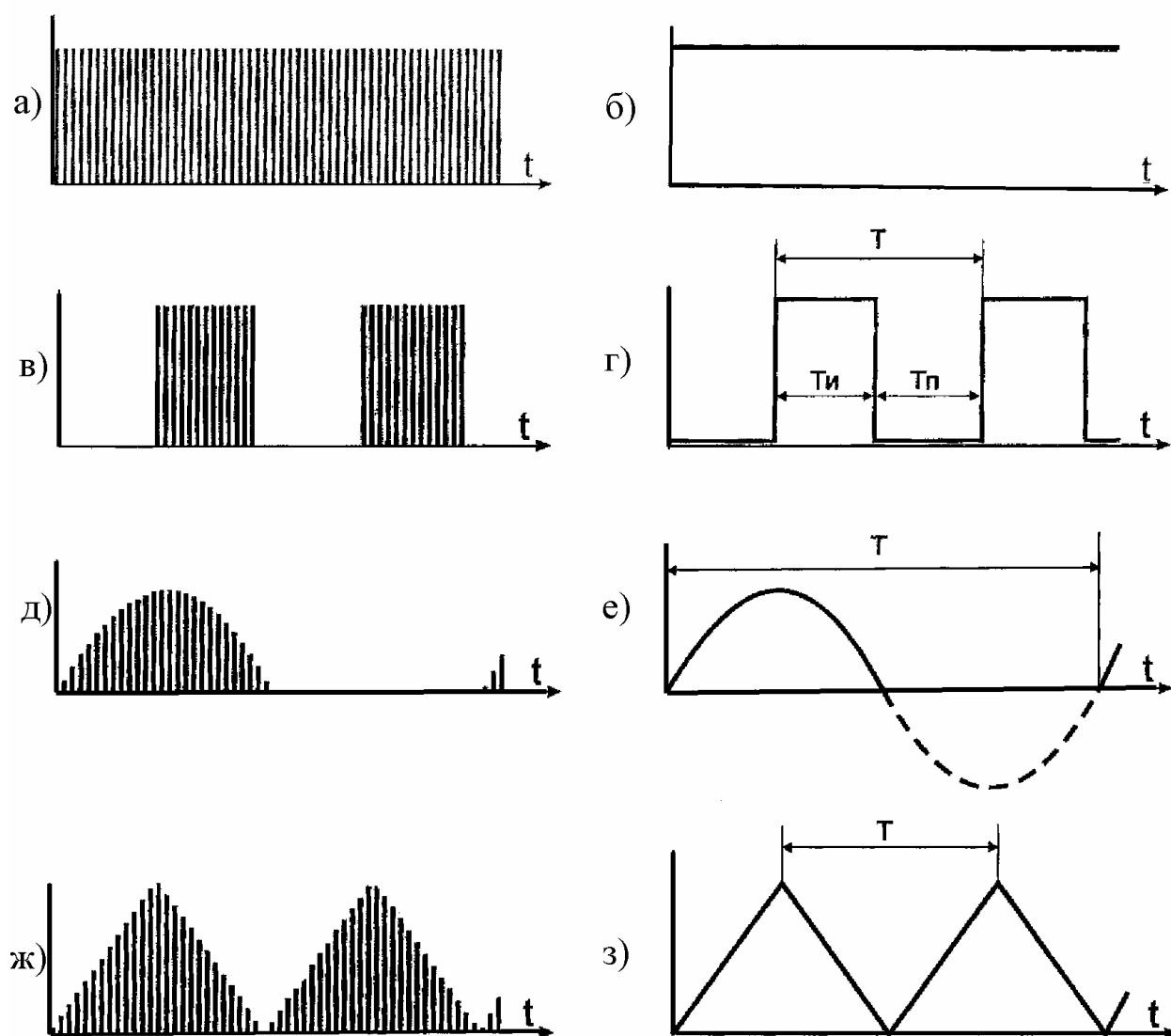
Параметр	«УЛЕЙ-2КМ»	«УЛЕЙ-2К-УРАТ»	«УЛЕЙ-2К-ВЛОК»	«УЛЕЙ-2К-УРАТ-ВЛОК»	Примечание
1	2	3	4	5	6
Количество каналов	2	2	2+1	2+1	
Длина волны излучения $\lambda$ , мкм	0,89	0,89	0,89+0,64	0,89+0,64	При 0,64 $P=5$ мВт
Электробезопасность	I класс, тип ВF				
Напряжение питания, В	220				
По опасности генерируемого излучения	2 класс				
Регулировка импульсной мощности излучения $P_{\text{имп}}$ , Вт	Отсутствует				const 5 Вт
Регулировка средней мощности излучения $P$ , мВт	За счет изменения частоты импульсов				от 3 до 30 мВт
Регистратор мощности излучения	Калиброванный цифровой измеритель-фотометр				
Габаритные размеры, мм	315x300x90				
Масса, кг	5±0,3				
Применение при лечении	Наружно, чрез-кожно	Наружно, чрез-кожно	Внутривенно, наружно		
Диаметр иглы при ВЛОК, мм	–		0,8		
Наличие электронного таймера (время, частота)	Имеется				

Продолжение табл. 2.7

1	2	3	4	5	6
Режим работы лазеров	Импульсный	Импульсный, периодический	Импульсный, непрерывный	Импульсный, периодический, непрерывный	Непрерывный $P=5$ мВт
Частота следования импульсов $f$ , Гц	8000-30000				«Ультразвуковые»
Частота следования пачек $f_p$ , Гц	Нет	1-12	Нет	1-12	
Длительность пачки $\tau_p$ , мкс	–	100	–	100	
Форма пачек		Прямоугольная, синусоидальная, треугольная		Прямоугольная, синусоидальная, треугольная	
Длительность лазерного импульса $\tau$ , нс	200-260				
Тип лазерного излучателя	ЛПИ-101(102)				

Применяя УЗ-частоты следования лазерных импульсов, в аппаратах серии «УЛЕЙ» достигнуто значительное увеличение средней мощности (см. табл. 2.7, пункт 7) лазерного излучения (до 30 мВт и выше). Как показали исследования, УЗ-частоты меняют оптическую плотность биоткани, делая последнюю более прозрачной для лазерного излучения с длиной волны от 0,85 до 0,98 мкм. Это открыло ранее неиспользуемые возможности по применению лазерного излучения для воздействия через кожу на внутренние органы, а также при мочекаменной и желчекаменной болезнях на конкременты с целью превращения их в макромолекулы и песок, которые удаляются из организма естественным путем за курс лечения [95]. Особенно эффективным счи-

тается режим воздействия на конкременты, когда УЗ-импульсы лазерного излучения подаются сформированными низкочастотными «пачками» (от 1 до 12 Гц). При этом во внешних слоях конкремента образуются микротрещины, и микрочастицы конкремента получают степень свободы. За счет этого образуется эффект «осыпания» конкремента, при котором он уменьшается в объеме. Эта концепция воплощена в АЛТ «УЛЕЙ-2К-УРАТ», причем «УРАТ» выполнен в виде встроенного блока, позволяющего изменять не только низкочастотные «пачки» для импульсно-периодического режима излучения, но и их форму: прямоугольная, синусоидальная, треугольная (рис. 2.26). Все это позволяет в значительной степени варьировать лазерными параметрами.

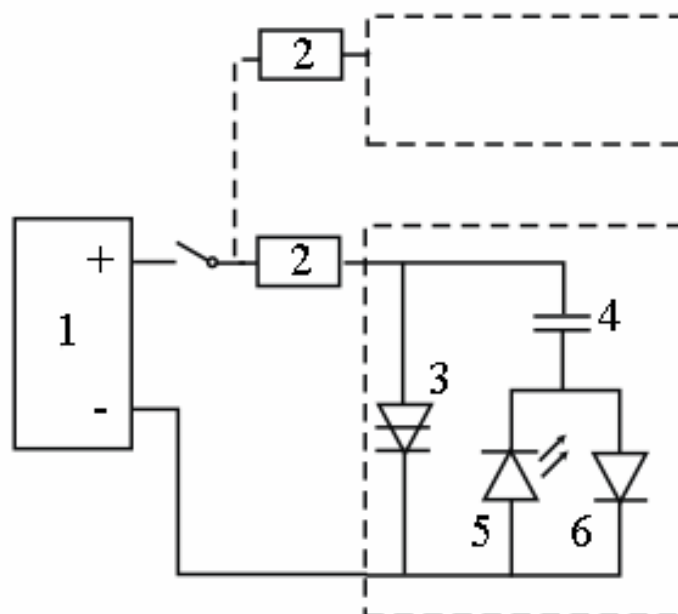


**Рис. 2.26.** Внешний вид форм «пачек» импульсов АЛТ «УЛЕЙ-2К-УРАТ»: внешний вид импульсного режима следования импульсов (а) и прямая оги-

бающая (б); внешний вид прямоугольной пачки, заполненной лазерными импульсами (в) и прямоугольной огибающей пачки (г), где  $T$  – период (частота пачек),  $T_{и}$  – время действия пачки импульсов,  $T_{п}$  – время паузы между пачками; внешний вид синусоидальной пачки, заполненной лазерными импульсами (д) и синусоидальной огибающей пачки (е); внешний вид треугольной пачки, заполненной лазерными импульсами (ж) и треугольной огибающей пачки (з)

Дополнение аппарата «УЛЕЙ-2К-УРАТ» встроенным каналом ВЛОК (внутривенной лазерной обработки крови) ставит этот аппарат в ряд аппаратов, относящихся уже к лазерным терапевтическим комплексам, которые с успехом заменяют целый ряд одиночных аппаратов и применяются не только в специализированных кабинетах лазерной терапии, но и в отделениях и лазерных медицинских центрах.

Рассмотрим функциональную схему (рис. 2.27) и принцип работы типового устройства для лазерного излучателя «ультразвуковых лазеров» [96].



**Рис. 2.27.** Функциональная схема типового устройства для лазерного излучателя «ультразвуковых лазеров»

Полупроводниковая лазерная двухканальная терапевтическая установка состоит из источника питания 1, ограничивающего резистора 2 (например, МЛТ-2,0-270 Ом), динистора 3, конденсатора 4, диода 5, полупроводниково-



го лазера 6 (например, ЛПИ-101) и выключателя 7.

Устройство работает следующим образом.

При подаче напряжения от источника питания 1 через выключатель 7 конденсатор 4 начинает заряжаться через резистор 2 и диод 5 до напряжения открывания динистора 3. После его открывания конденсатор 4 разряжается через открытый динистор 3 и полупроводниковый лазер 6, при этом полупроводниковый лазер 6 излучает. Напряжение на конденсаторе 4 падает, при этом тока, удерживающего динистор 3 в открытом состоянии, становится недостаточно, динистор 3 закрывается и процесс повторяется. Частота следования импульсов лазерного излучения определяется значениями величин резистора 2, конденсатора 4, параметрами динистора 3 и находится в диапазоне 10-30 кГц. Таким образом, с помощью рассмотренного устройства лазерное излучение генерируется в автоколебательном режиме работы самого излучателя.

«Ультразвуковые лазеры» – аппараты серий «УЛЕЙ» и «УЛАН», по своим конструктивным возможностям перекрывают все существующие частотные диапазоны следования импульсов (низкие частоты, средние частоты, высокие частоты), однако необходимо дальнейшее исследование воздействия УЗ-частот лазерных импульсов на биообъект с целью создания биологических обратных связей пациент-аппаратура для индивидуального дозирования лазерных процедур.

## 2.9 МЕТОД ФИТОЛАЗЕРОФОРЕЗА И ЕГО АППАРАТНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ

Использование достижений фундаментальных наук в медицинской практике привело к появлению новых эффективных немедикаментозных способов лечения и реабилитации заболеваний внутренних органов, среди которых все большее распространение находит фитолазерофорез (ФЛФ).

Фитолазерофорез – способ проведения сложных биологически активных веществ растительного происхождения во внутренние среды организма при помощи лазерного излучения низкой интенсивности, оказывающего также самостоятельное положительное воздействие на энергетический баланс организма через активацию трансмембранного механизма переноса биологически активных субстратов [97].

Лечение методом фитолазерофореза сочетает в себе такие положительные моменты, как:

- системный подход к лечению больного, а не болезни;
- неинвазивность;
- безвредность;
- без применения химических препаратов;
- применение минимального набора фитопрепаратов и минимальных доз лазерного излучения.

В основе метода фитолазерофореза лежит выявление причин, препятствующих излечению болезни и целенаправленное воздействие на организм для ликвидации всех этих причин, которые можно подразделить на 4 уровня:

1. Нарушение регуляторной функции центральной нервной системы.
2. Нарушение проводящей системы.
3. Нарушение нейро-эндокринных механизмов регуляции.
4. Нарушения в самих больных органах и системах на местном уровне (нарушение микроциркуляции на местном уровне является интегрирующим звеном любой патологии).

Воздействие фитолазерофореза проводится по всем выявленным очагам патологии, а также по биологически активным точкам и зонам ладоней, стоп, ушных раковин после приёма внутрь фитоэкстракта (из растений, нормализующих функцию центральной нервной системы, снимающих стресс и интоксикацию), создающего благоприятный фон для фитолазерофореза. Затем тут же наносится фитоэкстракт на зоны больных органов, а также на биологически активные точки и зоны ладоней, стоп и ушных раковин, соответствующие больным органам и системам, учитывая последовательность [98].

Как показали исследования, время наступления ответной реакции точки акупунктуры на воздействие равно в среднем 3 с при медикаментозном тестировании. Если же лекарство принято внутрь, то эффект будет слабее и реакция наступает значительно позже по мере всасывания его в кровь, чем при воздействии на точки акупунктуры.

Искусство врача-фитотерапевта заключается в том, чтобы, зная огромное количество трав и составов, правильно подобрать одно-единственное из них, необходимое именно этому больному с этим набором болезней и его конституционными особенностями. Затем в определенной последовательности требуется воздействие лазерным излучением на обработанные фитоэкстрактом зоны и точки с учетом всех патологий, причинно-следственных связей между ними и конституционными особенностями больного.

Лазерная терапия начинается с точек пониженной энергии (зоны гипотермии), воздействуя на точки и зоны, ответственные за пораженные органы, находящиеся на туловище, ладонях, стопах и ушных раковинах, и местно – на области пораженных тканей после предварительной обработки их фитоэкстрактом. При этом учитывается, что эффект от одновременного применения лазерного излучения и фитоэкстрактов будет больше чем при применении их одного после другого. Лазерное излучение восполняет недостаток энергии, который непременно отмечается в клетках больших тканей, при правильно подобранных параметрах лазерного излучения помогает, навязыв-

вая всем процессам в клетке нормальный ритм колебательных движений. Лазерное излучение также повышает уровень обменных процессов, протекающих в тканях, создает наиболее благоприятные условия как для проникновения, так и для лечебного эффекта фитоекстракта, подготавливая к наилучшему его восприятию клетки организма и, кроме того, оказывая самостоятельное лечебное воздействие на клеточном и на информационном уровнях. Учитывая, что оба эти компонента при правильном подборе оказывают во многом аналогичное действие, как на центральном, так и на периферическом уровнях, то при сочетании их действие естественно усиливается [99].

При проведении фитолазерофореза наибольшее распространение нашли следующие аппараты:

– «АДЕПТ» (г. Москва) – АЛТ 2-канальный 3-волновый с мощностью (плотностью мощности) ЛИ на длине волны 0,63 мкм в непрерывном режиме на выходе мВт ( $\text{мВт}\cdot\text{см}^2$ ) – 3,5 (80), на длине волны 0,85 мкм в непрерывном режиме 1-150-200 (25-4700), на длине волны 1,3 мкм в непрерывном режиме 0,1-5 (0,1-5); частота модуляции ЛИ на другие волны 0,63 мкм – 1-150 Гц, 0,85-1,3 мкм – 1-2000 Гц с зеркальными и магнитными насадками на торцах излучателя;

– «АЛТО» (г. Москва) – красный спектр с длиной волны 0,65-0,67 мкм, инфракрасный – 0,82-0,98 мкм; частота – 80, 100, 500, 1000 Гц; 2 канала – непрерывный с мощностью до 20 мВт, импульсный с мощностью до 300 мВт;

– аппараты «УЛЕЙ-2К-УРАТ», «УЛАН-БЛ-20» (см. раздел 2.8);

– аппараты «МИЛТА-01», «РИКТА-01» (см. раздел 2.6);

– аппараты «МУСТАНГ-016», «МУСТАНГ-017», «МУСТАНГ-022» (см. раздел 2.7), а также их биоуправляемые варианты «МУСТАНГ-БИО» (см. раздел 2.3).

Процедуры при фитолазерофореза чаще проводятся по контактной методике, хотя в некоторых случаях целесообразно применение сканирующей методики (см. раздел 2.1). При выборе параметров лазерного излучения в зависимости от глубины локализации патологического процесса и его характе-

ра учитывается, что при длине волны 0,8-1,2 мкм биологические ткани наиболее проницаемы, а частота в 10 Гц улучшает кровоток. Плотность дозы облучаемой зоны (по точкам акупунктуры в Дж/см<sup>2</sup>): 0,06-0,09-0,13-0,2-0,3 – тонизирующее действие на точки; 0,3-0,45-0,67-1,0-1,5 – гармонизирующее действие; 1,5-2,25-3,35-5,0-7,5 – седативное действие [100].

Контроль эффективности лечения:

- клинический;
- инструментальный – ЭКГ, УЗИ, реовазография, спирография, УЗ-доплерография, магниторезонансная томография, рентгеновские методы, включая ангиографию, рентгенокомпьютерную томографию (по показаниям);
- лабораторный – исследование свертывающей и противосвертывающей систем, иммунологические исследования.

Кроме приведенных выше методов исследования, для изучения динамики микроциркуляторных нарушений применяется способ компьютерной термографии, например на тепловизоре «РАДУГА-5» или других тепловизионных устройствах.

Обобщая вышесказанное, отметим, что фитолазерофорез – это неинвазивный, совершенно безвредный и безопасный, эффективный и легко осуществимый метод лечения, позволяющий в кратчайшие сроки и при минимальных затратах добиться скорейшего и полного восстановления морфологических, функциональных, энергетических и психических сфер организма. Однако на сегодняшний день фитолазерофорез нуждается в комплексной аппаратной поддержке, поскольку необходимо создание для него автоматических установок, в том числе с многоканальными биологическими обратными связями.

### **3 ВОПРОСЫ МЕТРОЛОГИИ, УНИФИКАЦИИ И СТАНДАРТИЗАЦИИ АППАРАТУРЫ ДЛЯ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ**

#### **3.1 ВОПРОСЫ МЕТРОЛОГИИ АППАРАТУРЫ ДЛЯ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ**

##### **3.1.1 Особенности лазерной терапевтической аппаратуры как объекта метрологического обеспечения**

Лазерная терапевтическая аппаратура как объект метрологического обеспечения обладает рядом специфических особенностей, сдерживающих его развитие. Эти особенности имеют как субъективный, так и объективный характер.

К субъективным особенностям следует отнести следующие.

Во-первых, эксплуатация лазерной техники осуществляется в подавляющем большинстве случаев медицинскими специалистами, не обладающими достаточными техническими навыками и знаниями, которые требуют специальной физико-технической квалификации. Поэтому одним из основных эксплуатационных (по-существу, технологических) требований к лазерной и измерительной медицинской аппаратуре является задача технического ее упрощения, нецелесообразность создания сложных устройств контроля и управления. Дополнительно следует указать, что техническое обслуживание в процессе эксплуатации этой аппаратуры, как правило, осуществляется на недостаточно высоком уровне из-за отсутствия в медицинских учреждениях соответствующих специалистов.

Во-вторых, большинство современных лазерных аппаратов работают в инфракрасном диапазоне длин волн, где излучение визуально не может наблюдаться и контролироваться при эксплуатации аппарата медицинским специалистом, что еще более усугубляет указанные выше трудности.

Объективные особенности лазерной медицинской аппаратуры носят принципиальный характер, в первую очередь связанный с расходимостью

лазерного излучения. В отличие от газовых и твердотельных лазеров полупроводниковые, получившие в последние годы широкое распространение и занявшие доминирующее положение в лазерной медицинской аппаратуре, из-за малых размеров резонаторов обладают значительно большей расходимостью излучения. Это приводит к специфике техники измерений мощности излучения в соответствующей лазерной медицинской аппаратуре.

Вследствие большой расходимости и специфической диаграммы направленности излучение головки происходит в достаточно большом телесном угле (до 60 и более градусов). Для измерения всей мощности таких излучателей в технике обычно применяют приборы с полостными приемниками или полостными приемными головками [101], в частности на основе фотометрического шара (ФМШ), обеспечивающего перехват излучения в очень большом (до 180 градусов) телесном угле. (Дополнительно в средствах измерений на основе ФМШ применяются меры по коррекции спектральной характеристики чувствительности, значительно снижающие зависимость чувствительности от длины волны излучения.)

Однако габаритные размеры ФМШ, более сложные по сравнению с простейшими фотометрами системы регистрации не позволяют применять их в конструкции лазерных терапевтических аппаратов. Как правило, в ЛТА используются фотометры на основе полупроводниковых фотоприемников с плоской поверхностью и ограниченной угловой апертурой. Это приводит к тому, что при измерении в фотометр попадает только часть излучения, ограниченная апертурой фотоприемника. Кроме того, происходит значительное переотражение падающего под большими углами от поверхности фотоприемника излучения. Вследствие этого результаты измерения мощности оказываются заниженными.

Такой же результат получается и при калибровке ЛТА, если в качестве средства измерения не используется ФМШ. Поэтому основную метрологическую «нагрузку», связанную с обеспечением достоверности и единства измерений мощности оптического излучения, переносят на специализированную

контрольно-измерительную и поверочную аппаратуру, находящуюся в специализированных метрологических подразделениях или центрах. Такой подход сужает требования к фотометрам лазерных медицинских аппаратов и квалификационные требования к работающему с ними персоналу, обеспечивая одновременно необходимые метрологические характеристики указанных аппаратов.

Использование в практике применения лазерных медицинских аппаратов разнообразных оптических насадок, также ослабляющих излучение и существенно образом изменяющих геометрию пучка, наряду с указанными выше особенностями приводит к дополнительному усложнению метрологического обеспечения в рассматриваемой области.

Дополнительно следует обратить внимание еще на один важный момент, связанный с дальнейшим развитием лазерной медицинской техники. Создание ЛТА нового поколения, предусматривающее введение обратных связей между пациентом и лазерным аппаратом, придание аппаратуре ряда диагностических функций, автоматизацию процесса лечения и т.п. (см. раздел 2.3) в обязательном порядке требует обеспечения возможности достоверного измерения параметров излучения и гибкого управления этими параметрами. Выполнение этих требований невозможно без наличия в составе аппаратов специализированных средств измерения и соответствующего метрологического обеспечения их.

### 3.1.2 Некоторые аспекты основных технических решений метрологического обеспечения лазерной терапевтической аппаратуры

При рассмотрении вопросов метрологического обеспечения медицинской лазерной аппаратуры необходимо учитывать как существующий в настоящее время парк медицинской аппаратуры и соответствующей контрольно-измерительной техники, так и перспективы ее дальнейшего развития и совершенствования. При этом позиция, с которой нужно проводить это рассмотрение, должна в первую очередь учитывать общегосударственные задачи



и интересы, включая и интересы потребителя (медицинские учреждения), а не интересы отдельного производителя или разработчика лазерной медицинской аппаратуры.

С этой точки зрения следует критически проанализировать существующую контрольно-измерительную технику, применяемую для медицинской лазерной аппаратуры. Специализированные для медицинской лазерной аппаратуры контрольно-измерительные приборы в стране практически отсутствуют (речь идет о приборах, прошедших соответствующие государственные испытания и метрологическую аттестацию и внесенные в Государственный реестр средств измерений). Исключением можно считать такие приборы, как фотометры «АЛЬФА-СТАНДАРТ» и ИФМ-05, выпускаемые в ограниченном количестве. Сюда же можно отнести приборы дозиметрического контроля типа МДЦ-2М, ЛДМ-2, ЛДК (однако они имеют специализированное назначение и в качестве фотометров могут применяться только при определенных условиях). Использование же в повседневной медицинской практике измерительных приборов общетехнического назначения затруднено вследствие их высокой стоимости и требований по квалификации обслуживающего персонала.

Основная часть приборов, которые применяются в медицинской практике для контроля и измерения мощности лазерного излучения, фактически «измерительными приборами» называться не могут, хотя и получили, в особенности - малогабаритные, довольно широкое распространение. Это связано с тем, что метрологической аттестации этих приборов не проводилось и их «метрологические» характеристики, вносимые в паспорт, вызывают обоснованное недоверие. Реально в настоящее время такие приборы могут являться только индикаторами, обеспечивающими лишь качественную, а не количественную оценку энергетических параметров излучения. В результате их практического применения в медицинской практике достоверность и единство измерений отсутствуют, что часто приводит к снижению эффективности и несопоставимости результатов лечения при использовании однотипных лазерных аппаратов и одинаковых методик лечения.

Поскольку необходимость контроля и измерения энергетических параметров лазерного излучения медицинской аппаратуры в повседневной практике очевидна, следует признать целесообразность применения специализированных, технически простых фотометров и создания соответствующей системы их метрологического обеспечения. При этом фотометры, которые применяются в практике врачами, должны быть недорогими, предельно простыми, удобными и надежными в эксплуатации. Этим требованиям вполне удовлетворяют простые по схеме фотоэлектрические фотометры на основе полупроводниковых фотоприемников (как правило, используются кремниевые фотодиоды типа ФД-24К). По своему назначению такого рода фотометры принципиально могут быть двух типов: в виде самостоятельного, конструктивно независимого прибора (далее – «малогабаритный фотометр») и в виде встроенного в лазерный аппарат прибора, конструктивно составляющего с аппаратом единое целое (далее – «встроенный фотометр»).

Малогабаритный фотометр предназначен для оперативного контроля и измерения мощности излучения различных лазерных аппаратов, находящихся в эксплуатации в медицинском кабинете или учреждении, а встроенный фотометр – только для собственного (в который он встроен) лазерного аппарата.

При использовании малогабаритных фотометров для контроля мощности медицинских аппаратов на основе газовых или твердотельных лазеров не возникает принципиальных или специфических трудностей и не требуется особой квалификации от персонала. Это объясняется следующим.

Во-первых, излучение газовых и твердотельных лазеров происходит на фиксированных длинах волн, определяемых веществом рабочего тела лазера и не зависящих от его типа и конструкции. Эти длины волн также (с практической точки зрения) не зависят от влияния внешних факторов. Например, длина волны излучения всех лазеров на HeNe (на основном переходе) – 0,63 мкм, длина волны излучения всех лазеров на неодиме (основная гармоника) – 1,06 мкм и т.д. Для учета влияния спектральной характеристики фотоприемника при этом достаточно вводить поправочный коэффициент для результатов измерения на ог-

раниченное количество измеряемых длин волн (либо в табличной форме, либо фиксировано изменяя чувствительность фотоприемника) при его калибровке.

Во-вторых, излучение газовых и твердотельных лазеров характеризуется малой угловой расходимостью, что без дополнительных устройств обеспечивает практически полное попадание излучения на площадку, ограниченную входной апертурой фотоприемника. При этом углы падения осевых и периферийных лучей пучка излучения мало отличаются.

Для метрологического обеспечения (калибровки и поверки) таких фотометров не требуется специализированного оборудования, так как вполне достаточно существующих общетехнических средств метрологического обеспечения.

В случае применения в медицинских лазерных аппаратах полупроводниковых лазеров является нецелесообразным использование малогабаритных фотометров для измерения мощности излучения, по мнению автора [39], по следующим причинам.

Во-первых, большая расходимость излучения полупроводниковых лазеров и связанное с ней неполное попадание потока излучения на приемную площадку фотометра, ограниченную апертурой фотоприемника, приводит к большой погрешности измерения мощности и, фактически, к недостоверности результатов такого измерения. Применение на входе фотометра специальных оптических систем, обеспечивающих сбор и фокусировку излучения на приемную площадку, связано со значительным усложнением и удорожанием фотометра. Поэтому такое техническое решение применяется крайне редко. Конструктивный вариант, при котором излучатель располагается вплотную к фотоприемнику и таким образом может быть обеспечено практически полное попадание излучения на фотоприемник, не всегда может быть реализован из-за особенностей конструкции излучающей головки лазерного аппарата. Кроме того, вследствие большой угловой расходимости излучения углы падения (и, соответственно, коэффициенты отражения от поверхности фотоприемника) для различных лучей пучка излучения значительно отличаются. Поэтому при измерении одинаковой мощности излучения различных лазерных головок результаты измерения могут существенно

отличаться. Учет влияния расходимости излучения для различных головок весьма затруднен из-за различий диаграммы направленности излучения даже однотипных лазеров.

Во-вторых, достаточно большой разброс длин волн излучения полупроводниковых лазеров, а также зависимость длины волны от воздействия внешних факторов (например, температуры) приводит к существенным погрешностям измерения мощности, связанным со спектральной характеристикой чувствительности фотоприемника. Для снижения погрешности возможно применение корректирующих светофильтров, выравнивающих характеристику чувствительности фотоприемника на определенном участке спектрального диапазона. Однако это связано с определенным усложнением фотометра и снижением его чувствительности.

### 3.1.3 Фотометр, дозиметр и индикатор – назначение, особенности, область применения

В качестве средств корректного контроля лазерного излучения, применяемого в медицинской практике, используются оптико-электронные технические устройства на основе фотоприемников, обеспечивающие преобразование оптического лазерного излучения в электрический сигнал с последующим изменением его в форму, удобную для визуального наблюдения. В зависимости от своего функционального назначения такие устройства делятся на фотометры, дозиметры и индикаторы. По структуре эти три типа устройств идентичны и относятся к средствам измерения параметров оптического излучения. Их отличие определяется требованиями, вытекающими из функционального назначения и в основном заключаются в следующем.

Индикаторы как средства измерения применяются только для установления факта изменения параметров оптического излучения без количественной оценки этого изменения. Наиболее простые индикаторы служат лишь для бинарной («есть-нет») оценки наличия и отсутствия оптического

излучения. Более сложные индикаторы позволяют визуально наблюдать характер изменения (уменьшение или увеличение) мощности оптического излучения. Производить отсчет, то есть осуществлять измерение значения мощности излучения, индикаторы не позволяют. В связи с этим, как средства измерения индикаторы первичной и периодической поверке и калибровке не подвергаются.

Дозиметр – средство измерения параметров лазерного луча в заданной точке пространства с целью выявления степени опасности воздействия на организм человека, животных и на растения [102]. При этом дозиметр, в отличие от индикатора, позволяет осуществлять не только контроль наличия оптического излучения, но и проводить измерение значения энергетических параметров этого излучения. Обычно, дозиметры применяются для контроля воздействия как прямого, так и отраженного излучения на организм с точки зрения непревышения предельно-допустимых уровней (ПДУ) и градуированы в единицах мощности (Вт), энергии (Дж), облученности ( $\text{Вт}/\text{см}^2$ ) или энергетической экспозиции ( $\text{Дж}/\text{см}^2$ ). При этом доза воздействия определяется как интегральное значение параметра излучения, прошедшего через фиксированную по размеру ограничивающую апертуру. Погрешность измерения дозиметров, как правило, находится в пределах 20-30 %. Нередко в дозиметрах применяются формирующие входные оптические элементы. Как средства измерения, предназначенные для количественных оценок, дозиметры подлежат обязательной первичной и периодической поверке и калибровке.

Фотометр – это средство измерения, предназначенное для количественной оценки значения параметров оптического излучения с данной степенью точности. Он является наиболее совершенным из рассматриваемой группы устройств. Как правило, фотометры применяются для контроля и измерения полного интегрального значения энергетических параметров оптического излучения и градуированы в единицах мощности (Вт) или энергии (Дж). Погрешность измерения фотометров не превышает 15-20 %. Обычно в

фотометрах применяются формирующие оптические элементы, обеспечивающие усреднение потока по площади поперечного сечения и собирание его на приемную площадку фотоприемника. Как средства измерения, предназначенные для количественных оценок, фотометры подлежат обязательной первичной и периодической поверке и калибровке.

### 3.1.4 Пара «излучатель-приемник» – основная специфика метрологического обеспечения лазерной терапевтической аппаратуры

Применение для измерения мощности излучения полупроводниковых лазеров сложных специализированных фотометров в медицинской практике нецелесообразно как с экономической точки зрения, так и с точки зрения технического обслуживания и эксплуатации таких фотометров. Поэтому в большинстве современных лазерных аппаратов используются достаточно простые встроенные малогабаритные фотометры на основе полупроводниковых фотоприемников. В отличие от рассмотренных выше средств измерения – малогабаритных фотометров, встроенные позволяют во многом исключить свойственные последним недостатки. С метрологической точки зрения идея заключается в следующем.

Основными недостатками малогабаритных фотометров является возникновение систематических погрешностей измерения за счет двух факторов:

- неполное попадание всего потока излучения на чувствительную поверхность фотоприемника, а также различное значение коэффициента отражения на осевой и периферийной части потока излучения для достаточно больших телесных углов;

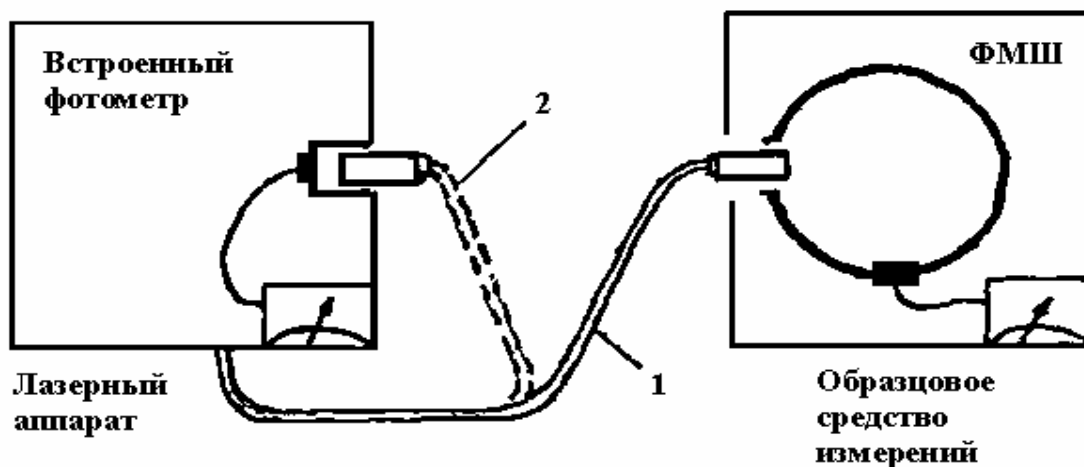
- существенная зависимость чувствительности фотоприемника (как правило, кремниевого) от длины волны излучения.

При использовании встроенных в лазерный аппарат фотометров следует рассматривать, по-существу, сопряженную пару «излучатель-приемник».

В этом случае измерение мощности излучения конкретного полупроводникового лазера проводится всегда одним и тем же конкретным фотоприемником. Указанные выше факторы существуют и в этом случае, так же как и возникающие вследствие этого систематические погрешности. Однако при проведении калибровки встроенного фотометра по образцовому средству измерения – фотометрического шара (ФМШ) методом компарирования (то есть методом сравнения) эти систематические погрешности исключаются (при этом излучатель терапевтического аппарата выполняет функцию компарирующего элемента). Технически операция калибровки выполняется следующим образом (рис. 3.1).

Излучатель лазерного аппарата устанавливается в ФМШ и проводится измерение значения всей мощности излучения. Затем этот излучатель устанавливается во встроенный фотометр аппарата, и отсчет фотометра приводится в соответствие с измеренным по ФМШ значением мощности излучения. При этом автоматически учитываются все специфические особенности данного излучателя и данного фотоприемника, то есть исключаются указанные выше систематические погрешности измерений. В дальнейшем, при эксплуатации лазерного аппарата, измерения мощности проводятся уже только по встроенному фотометру в течение всего межповерочного интервала, который, как правило, составляет 12-18 месяцев.

Последующая периодическая поверка лазерного аппарата должна также проводиться указанным методом. При замене в аппарате излучателя или фотоприемника обязательным является проведение новой калибровки данного лазерного медицинского аппарата.



**Рис. 3.1.** Калибровка встроенного фотометра методом компарирования:  
 1 – измерение мощности излучения головки с помощью ФМШ; 2 – измерение мощности излучения головки с помощью встроенного фотометра

Такой подход позволяет значительно упростить рабочий (встроенный) фотометр, сохранив при этом его способность корректного измерения мощности данного излучателя за все время его эксплуатации. При этом основная метрологическая нагрузка и связанные с ней экономические и технические сложности обеспечения достоверности и точности измерений мощности излучения ложатся не на лазерный аппарат со встроенным фотометром, а на образцовое средство измерений.



## 3.2 ВОПРОСЫ УНИФИКАЦИИ АППАРАТУРЫ ДЛЯ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ

### 3.2.1 Основные задачи унификации

В процессе своего исторического развития наука и техника, в первую очередь – их прикладные области, идут по пути поиска наиболее оптимального создания и применения разработок. Одним из таких путей является унификация производимой продукции для серийного и массового производства. При этом целями унификации являются повышение взаимозаменяемости, эффективности эксплуатации и ремонта выпускаемых изделий. Унификация предусматривает рациональное уменьшение числа типов, видов объектов одинакового функционального назначения. Проводится унификация на основе анализа и изучения конструктивных вариантов изделий, их применяемости, путем сведения близких по назначению, конструкции и размерам изделий, их составных частей или деталей к единой типовой (унифицированной) конструкции. При необходимости в конструкцию унифицируемых изделий или их элементов вносятся технические усовершенствования и доработки. Таким образом, устанавливается минимально необходимое для практики число типов, видов или типоразмеров изделий, обладающих высокими показателями качества и возможно более полной взаимозаменяемостью [103]. В настоящее время во всем мире создание аппаратуры с применением унифицированных элементов позволяет при повышении качественных характеристик не только сократить сроки разработки и освоения производства и уменьшить стоимость изделий, но и сократить расходы на их эксплуатацию и обслуживание.

В рассматриваемой области медицинской техники основные задачи унификации можно сформулировать в трех следующих направлениях: методологическом, техническом и организационно-техническом.

Методологические задачи унификации заключаются в определении четко обоснованного перечня обязательных параметров лазерных медицинских аппаратов, предусматривающего единство их трактовки и оценки, и в единстве

метрологического обеспечения их измерений. При этом перечень параметров должен базироваться на требованиях, вытекающих из практических лечебных задач, и быть единым для всех типов лазерной медицинской аппаратуры одного функционального назначения. Это позволит в медицинской практике использовать и единые методы лечения с применением такой аппаратуры.

Технические задачи унификации также должны базироваться, в первую очередь, на требованиях медицинской практики и предусматривать конструктивную совместимость различной лазерной аппаратуры одного функционального назначения, взаимозаменяемость основных узлов и блоков и их взаимную дополняемость и связанную с этим возможность функционального наращивания как вновь создаваемой, так и находящейся в эксплуатации аппаратуры.

Организационно-технические задачи унификации должны базироваться на наиболее полном обеспечении качественного технического обслуживания находящейся в эксплуатации медицинской лазерной аппаратуры, в частности, ее ремонтно-сервисного и метрологического обслуживания. Решение этих задач связано с созданием единых ремонтной и метрологической служб, взаимосвязано с техническими задачами и должно опираться на решение последних.

### 3.2.2 Методологические задачи

Как показывает анализ основных, с точки зрения медицинского применения, характеристик абсолютного большинства разрешенных к применению и выпускаемых в настоящее время лазерных аппаратов терапевтического назначения, за крайне редким исключением параметры излучения различных аппаратов либо совпадают, либо отличаются в незначительных пределах (табл. 3.1-3.3).

Это объясняется тем, что практически все разработки ЛТА базируются на использовании очень ограниченного ряда излучателей, к основным из которых можно отнести полупроводниковые лазеры ИЛПН-108 и его модифи-

кации, ЛПИ-101(102), ЛПИ-120 и их аналоги, полупроводниковые светодиоды АЛ-119 и некоторые другие, а также газовые He-Ne лазеры типа ЛГН-207, ЛГН-208, ЛГ-75 и др. При этом основное различие аппаратов заключается в комбинации режимов излучения (непрерывное, импульсное, непрерывное модулированное), в возможностях управления и контроля энергетических параметров излучения, в наличии того или иного набора насадок и вспомогательных устройств, расширяющих функциональные возможности аппарата. Значительны различия в дизайне, габаритах, потребляемой мощности. При этом только незначительная часть лазерных терапевтических аппаратов обеспечивает как импульсный, так и непрерывный режим излучения («АЛДЛ-01», «АФДЛ-2», «АЛЬФА-1М», «МИЛТА»), в то время как большая часть обеспечивает работу только в одном из этих режимов излучения.

Основные параметры лазерного излучения аппаратов определяются только техническими возможностями используемых излучателей (табл. 3.1, 3.2, 3.3).

Так при импульсном режиме излучения (табл. 3.1) наиболее характерно значение максимальной (пиковой) мощности порядка 5 Вт, что соответствует паспортным техническим возможностям применяемого в этих аппаратах полупроводникового AsGa лазера ЛПИ-101 (ЛПИ-102). Более высокие значения пиковой мощности обеспечиваются лишь за счет усиления режима питания этого лазера (или за счет отбора лазеров из серийной партии), что объективно снижает показатели надежности и долговечности его работы.

При непрерывном режиме излучения (табл. 3.2) на длине волны 0,8-0,95 мкм наиболее характерным значением средней мощности излучения является значение порядка 30-40 мВт, что соответствует паспортным техническим возможностям применяемого в этих аппаратах полупроводникового AsGa лазера ИЛПН-108 (или его модификациям) или AsGa светодиода АЛ-119 (или его аналогов).

Табл. 3.1

Значения максимальной (пиковой) мощности ЛТА с импульсным режимом излучения ( $\lambda=0,8-0,95$  мкм)

Наименование ЛТА	$P_{\text{имп}}$ , Вт
АЛДЛ-01	3
АФДЛ-2	10
СВЕТОЧ-1	3
УЗОР-2К	3-4
НЕГА	10
БИНОМ-02	4
АЗОР-2К	7
МИЛТА	4
МИЛТА-Ф	6
УСПЕХ	4
ГЕЛИОС-01М	10
ВИТА	3
АЛЬФА-1М	3-5
МУСТАНГ-017	3-5
ОРИОН-М	3-5
ОРИОН-4	3-5
ЭЛАТ	5
ФОТОН-02	5
ЛАЗУРЬ	4-6
УЛЕЙ-2КМ	5
УЛАН-БЛ-20	8
ВИТЯЗЬ	4

Табл. 3.2

Значения средней мощности ЛТА с непрерывным режимом излучения

Наименование ЛТА	$P$ , мВт ( $\lambda=0,8-0,95$ мкм)	$P$ , мВт ( $\lambda=0,63$ мкм)
УЛФ-01	–	20
АЛДЛ-01	–	20
АТОЛЛ	–	30
СТЕЛЛА	–	20
ФАЛМ-1	–	10
ПЛАТАН-М1	–	15
ЛА-2	–	30
АМЛТ-01	15	–
ИЗЕЛЬ	40	–
ИЗЕЛЬ-М	40	–
ИЗЕЛЬ-Г	40	–
ИЗЕЛЬ-П	40	–
КОЛОКОЛЬЧИК	18	–
МЛАДА	15	–
АЛТП-2-1	20	–
МАГИК	15	–
АЗОР-2К	30	–
АЛЬФА-1М	30	–
ВИТА-01	35	–

Табл. 3.3

Диапазоны частоты импульсов ЛТА с импульсным режимом излучения

Наименование ЛТА	Диапазон частоты $f$ , Гц
АЛДЛ-01	80-3000
АФДЛ-2	10-100
СВЕТОЧ-1	1-10000
УЗОР	80-3000
УЗОР-2К	80-3000
НЕГА	1-10000
БИНОМ-02	80-3000
АЗОР-2К	1-3000
ОРИОН-М	1500
ОРИОН-4	1500
ФОТОН-02	100-3000
ЛАЗУРЬ	1-1000
ГЕЛИОС-01М	300-3000
АЛЬФА-1М	10-5000
МУСТАНГ-017	80-3000
ЛИТА-1	1-3000
УЛЕЙ-2КМ	8000-30000
УЛАН-БЛ-20	2-30000
МИЛТА-Ф	1-5000
УСПЕХ	300-700
ВИТЯЗЬ	1-1000
РИКТА	5-1000

При непрерывном режиме излучения (табл. 3.2) на длине волны 0,63 мкм наиболее характерным является значение средней мощности порядка 20 мВт, что соответствует паспортным техническим возможностям применяемого в этих аппаратах газового HeNe лазера ЛГ-75 (или аналогичных).

Рассмотренные выше энергетические и частотные параметры и характеристики лазерных аппаратов (средняя мощность излучения, максимальная, то есть пиковая мощность импульсного излучения, частота следования импульсов излучения) являются основным воздействующим медико-биологическим фактором, требующим дозировки, иначе говоря возможности регулируемой установки требуемого в каждом конкретном случае их значения. Поэтому в перечне параметров каждого лазерного аппарата обязательно указываются диапазоны установки (регулирования) каждого из этих параметров.

Кроме рассмотренных выше, к перечню основных обязательных параметров лазерных медицинских аппаратов следует отнести также и ряд других, например [104], параметров и характеристик, определяющих назначение и область применения аппаратов: длина волны излучения, начальный диаметр пучка излучения, расходимость пучка излучения. Однако в отличие от энергетических и частотных регулируемых параметров, эти параметры являются неизменными и определяются только типом применяемого в качестве излучателя лазера. Такой параметр излучения как длительность импульса для полупроводниковых импульсных лазеров, как правило, также является неизменным. Для полупроводниковых непрерывных лазеров, работающих в режиме модулированного излучения, этот параметр хотя и является переменным, но определяется другим постоянным параметром – скважностью, то есть отношением длительности периода следования импульсов к длительности самого импульса (обычно используется режим со скважностью, равной 2).

Таким образом, перечень основных обязательных (паспортизуемых) параметров может быть сформулирован в следующей форме:

1. Длина (или длины) волны излучения – фиксированное значение в

микрометрах, мкм.

2. Средняя мощность непрерывного излучения – диапазон регулировки в милливаттах, мВт.

3. Средняя мощность импульсного излучения – диапазон регулировки в милливаттах, мВт.

4. Максимальная (пиковая) мощность импульсов излучения – диапазон регулировки или фиксированное значение (для нерегулируемого режима) в ваттах, Вт.

5. Частота следования импульсов излучения – диапазон регулировки в герцах, Гц.

6. Длительность импульсов – фиксированное значение для импульсного режима в наносекундах или скважность для модулированного режима в безразмерных единицах. В случае возможности управления длительностью для модулированного режима – диапазон регулировки в миллисекундах или микросекундах, мкс.

7. Начальный диаметр пучка излучения (выходная апертура) – в миллиметрах, мм.

8. Расходимость пучка излучения, градусы.

Для применения в медицинской практике целесообразно также указывать дополнительно в графической форме зависимость изменения диаметра пучка от расстояния (по его оси) от выходной плоскости излучающей головки.

Основываясь на том, что ограниченный перечень применяемых в медицинской лазерной аппаратуре излучателей позволяет варьировать параметры в определенных пределах, целесообразно, базируясь на рекомендациях, вытекающих из результатов фундаментальных медико-биологических исследований и клинической практики, четко определять значения и диапазоны основных обязательных параметров лазерных медицинских аппаратов. Все сказанное позволит корректно и обоснованно ориентировать как разработчиков лазерной медицинской аппаратуры при создании ее новых образцов, так и потребителей (медицинских специалистов) при выборе того или иного ап-



парата. Это является важным, поскольку выходящие за пределы указанных значений параметры должны рассматриваться либо как необоснованные, преследующие конъюнктурные и рекламные цели, либо как результат сознательно перенапряженных режимов, снижающих надежность аппаратуры.

Такой подход создает основу для перехода к унифицированным техническим решениям и созданию унифицированной медицинской лазерной аппаратуры [105].

### 3.2.3 Технические задачи

Неоспоримые эксплуатационные преимущества полупроводниковых излучателей (компактность, долговечность, возможность управления в широком диапазоне энергетическими параметрами и режимами излучения, безопасные рабочие напряжения и т.п.) обеспечили доминирующее положение как основным излучателям ЛТА.

Отсутствие элементарной унификации привело к появлению большого количества однотипной по существу, но конструктивно несовместимой по основным элементам аппаратуры. Необоснованное стремление к индивидуальности разработок имеет своим следствием потенциальные потери для потребителя в настоящем и будущем. Это объясняется следующим. Приобретая тот или иной тип ЛТА, потребитель очень часто вынужден приобретать и приспособления насадки и т.п., индивидуально предназначенные только для данного типа аппарата и не всегда наиболее оптимальные. Это препятствует дальнейшему расширению аппаратного обеспечения физиотерапевтического кабинета или требует для этого значительных затрат. В то же время отсутствие стандартизации и унификации в ЛТА задерживает создание широкой сети региональных ремонтных и сервисных служб, затрудняет ремонт и обслуживание аппаратуры и требует на это значительных финансовых и организационных затрат потребителя.

Таким образом, решение технических задач унификации, связанных с

конструктивным исполнением лазерных медицинских аппаратов, является сегодня актуальным вопросом. Практическая реализация технических задач унификации может проводиться поэтапно.

Первым этапом такой унификации безусловно является переход к единому конструктивному типу излучающих головок, предусматривающий при применении одних и тех же излучателей одинаковые посадочные места и узлы крепления или подсоединения дополнительных внешних устройств, насадок и т.п. элементов. В свою очередь, все внешние устройства и насадки также должны иметь одинаковые, совместимые с излучающими головками конструктивные узлы соединений, позволяющие использовать их с любым лазерным аппаратом.

Вторым этапом конструктивной унификации должна являться унификация функций контроля и управления в лазерных аппаратах, предусматривающая одинаковые конструктивно-технические решения, обеспечивающие вытекающие из перечня основных обязательных параметров режима работы и контроль регулируемых параметров. В первую очередь, это требует наличия в лазерном аппарате таймера, частотомера и встроенного фотометра. Принимая во внимание унификацию излучающих головок, конструктив фотометра также должен быть унифицирован. Это позволит значительно упростить калибровку и поверку фотометров при выпуске и эксплуатации лазерных аппаратов [106].

Третьим этапом конструктивной унификации должна являться блочная унификация, предусматривающая применение в качестве конструктивных элементов одинаковых блоков, выполняющих определенные функции в лазерном аппарате. Блочная унификация логически вытекает из условий обеспечения выполнения требований перечня основных параметров. Является очевидным использование в различных аппаратах одинаковых блоков, выполняющих одинаковые функции и обеспечивающие одинаковые основные параметры. Такими, в первую очередь, являются следующие блоки: питания, генераторов, таймеров, частотомеров, фотометров и т.д. Использование уни-

фицированных блоков в аппаратах позволит, помимо всего прочего, осуществлять их взаимозаменяемость при ремонте различных лазерных аппаратов.

### 3.2.4 Организационно-технические задачи

Организационно-технические задачи унификации должны быть направлены на создание наиболее благоприятных условий работы потребителей с лазерной медицинской техникой, находящейся у них в эксплуатации.

До настоящего времени единой целостной системы ремонтно-сервисного и метрологического обслуживания ЛТА в стране не имеется. И если это объясняется отсутствием системы метрологического обеспечения, то причина неимения ремонтно-сервисного обслуживания заключается в ином.

Исторически сложилось, что без координации в создании лазерной терапевтической аппаратуры было разработано очень большое (порядка 80-100) количество типов ЛТА, выпущенных различными производителями. В их числе имелись производители были как достаточно подготовленные с точки зрения производственно-технологической базы предприятия, способные осуществлять разработку и выпуск значительного количества аппаратуры, так и достаточно случайные производители со слабой производственной базой, выпускавшие незначительное количество ЛТА. При этом без унификации каждый из производителей необоснованно стремился к индивидуальности своей разработки. В результате этого неоднотипность схемных и конструктивных решений и без взаимозаменяемости узлов ЛТА, отсутствие производственных связей абсолютного большинства производителей с региональными отделениями медтехники вызвали значительные сложности с техническим обслуживанием и ремонтом находящейся в эксплуатации аппаратуры. Как правило, в настоящее время потребитель для выполнения ремонта аппарата вынужден отправлять его на предприятие-изготовитель, зачастую через всю страну. В еще более затруднительном положении оказались потре-

бители ЛТА, предприятия-изготовители которых прекратили свою деятельность.

Единственным выходом из подобного положения в будущем, как считает автор [39], представляется путь, предусматривающий значительное сокращение (вплоть до двух-трех) номенклатуры типов принципиально различных по назначению лазерных терапевтических аппаратов и построение их на основе унифицированных узлов. Это позволит, во-первых, обеспечить возможность выполнения ремонта любого аппарата во всех региональных отделениях медтехники и, во-вторых, обеспечить снабжение этих отделений запасными или заменяемыми узлами аппаратов вне зависимости от типа ЛТА и его конкретного предприятия-изготовителя. Более того, возможен переход к выпуску основных унифицированных узлов специализированными предприятиями, обеспечивающими высокую культуру и качество производства.

Таким образом возможно создание на базе региональных отделений медтехники системы ремонтно-сервисной службы, осуществляющей не только ремонт вышедшей из строя аппаратуры, но и ее профилактическое обслуживание в процессе эксплуатации.

### **3.3 ВОПРОСЫ СТАНДАРТИЗАЦИИ АППАРАТУРЫ ДЛЯ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ**

#### **3.3.1 Основные задачи стандартизации в лазерной медицине**

Научно-технический прогресс, широкое внедрение в практику новейших достижений науки и техники во всем мире неразрывно связаны с понятиями стандартизации. Как сфера деятельности она охватывает широкую область, включающую в себя научные, технические, хозяйственные, экономические, юридические и другие аспекты. Объектами стандартизации являются продукция, нормы, правила, требования, методы, термины, обозначения и т.п., предназначенные для широкого применения в науке, технике, промышленности, здравоохранении, связи и других областях деятельности.

В основные общие задачи стандартизации входят установление и применение правил и требований с целью упорядочения деятельности в определенной области для достижения наиболее оптимального и эффективного результата при соблюдении условий эксплуатации или использования и требований безопасности. При этом стандартизация основывается на обобщении достижений науки, техники, передового опыта и определяет основу не только настоящего, но и будущего развития соответствующей области деятельности.

В области лазерной медицины и соответствующей отрасли медицинского приборостроения задачи стандартизации взаимосвязаны и должны быть направлены на обеспечение единства как методов и средств лечения, так и контроля и обслуживания используемой при этом медицинской аппаратуры.

В отличие от многих других областей, в рассматриваемой области вопросы стандартизации до настоящего времени не получили достаточного развития. В то время как вопросы лазерной и электробезопасности в определенной степени проработаны, являются общепринятыми и за их соблюдением осуществляется государственный контроль, в вопросах методологии ле-

чения, практического врачебного применения аппаратуры, обоснованности требований к ее параметрам и характеристикам и, особенно, в вопросах технического и метрологического обслуживания лазерной медицинской техники наблюдается, по мнению автора [39], практическая бессистемность и анархия. Основа процесса лечения – методические рекомендации разрабатываются, как правило, под конкретный аппарат с его индивидуальными конструктивными особенностями. При этом методики лечения одного и того же заболевания с применением различных аппаратов часто не совпадают, а иногда и противоречат друг другу. Иллюстрацией этого может служить появление в своего рода «медицинском сленге» таких терминов, как «узоротерапия», «мустанготерапия» и т.п.

Действующим лечебным фактором в лазерной терапии является собственно лазерное излучение, характеризующееся определенной совокупностью параметров и характеристик, а не конкретный аппарат или прибор, обеспечивающий формирование излучения с данными параметрами. Другими словами, первичным с лечебной точки зрения является лазерное излучение и его параметры, а вторичным – конкретный аппарат и его технические и эксплуатационные характеристики. Поэтому в основе методологии лазерной терапии должны лежать не характеристики конкретного аппарата, а требуемые параметры излучения. Реально же на практике в большинстве случаев методология (методические рекомендации по лечению заболеваний) базируется на конкретных технических характеристиках аппарата, не всегда оптимально ориентированных на лечебные цели. Примером этого может служить использование в целом ряде распространенных аппаратов (например, «УЗОР», «КОЛОКОЛЬЧИК» и т.п.) устанавливаемых значений таймера времени экспозиции, соответствующих наиболее простому техническому решению двучленного счетчика и никоим образом не связанных с реакцией биообъекта. Однако в широко распространенных методических рекомендациях формируемые таким образом времена экспозиции представлены как рецептурные.

В связи с этим остается актуальным вопрос о единообразии методиче-

ских рекомендаций по применению в лечебных целях лазерного излучения. При этом ведущим медицинским центрам и медицинским специалистам предстоит обобщить уже существующие разнообразные методические рекомендации и на их основе разработать единые методологические материалы по методам лазерной терапии. Это во многом поможет практикующим врачам обоснованно и грамотно подходить к выбору того или иного аппарата при его приобретении и последующей эксплуатации. Официальное утверждение Минздравмедпромом таких методологических материалов и его рекомендация к их практическому применению позволит, по мнению автора [39], достаточно быстро исключить из употребления многочисленные существующие сегодня методические рекомендации, целый ряд которых разработан на невысоком научно-практическом уровне и, зачастую, не подтвержден широкой клинической апробацией. Такой подход должен заложить основы стандартизации в методах лечения с применением методов лазерной терапии и будет способствовать более широкому внедрению в практику результатов исследований и новейших достижений в этой области. В работах целого ряда медицинских специалистов [3, 9, 39, 66 и др.] уже сделаны попытки такого обобщения методологии лечения, базирующейся не на характеристиках конкретных типов аппаратов, а на параметрах используемого лазерного излучения.

### 3.3.2 Единство методов и средств лечения в лазерной терапии

Как указывалось выше, стандартизация методов лечения в области лазерной терапии предусматривает единство методических рекомендаций по практическому применению лазерного излучения в лечебных целях. Такое единство может быть обеспечено только при условии формулирования и обеспечения совокупности единых требований к параметрам лазерной терапевтической аппаратуры. Это полностью согласуется с рассмотренными в предыдущих разделах вопросами унификации лазерной медицинской аппа-

ратуры. Таким образом, говоря о стандартизации методов лечения, одновременно необходимо говорить и о стандартизации самой лечебной аппаратуры, по крайней мере, о стандартизации ее параметров и характеристик. Это позволит более четко ориентировать разработчиков и производителей ЛТА на удовлетворение потребностей лазерной медицины, с одной стороны, и на использование при конструктивных и технических решениях унифицированных узлов и блоков, с другой стороны. В свою очередь, это приведет к существенному улучшению сервисно-ремонтного обслуживания аппаратуры и продления сроков ее эффективной эксплуатации.

Таким образом, стандартизация в рассматриваемой области должна быть направлена на обеспечение единства методов и средств лечения. Единство методов, как показано выше, базируется на обобщении методических рекомендаций по применению в лечебных целях лазерного излучения. Единство средств, которыми является лазерная терапевтическая аппаратура, базируется на единых требованиях к ее параметрам и характеристикам. Поэтому взаимосвязь методов и средств лазерной терапии очевидна.

Стандартизация средств лазерной терапии, направленная, в первую очередь, на обеспечение требуемых параметров и характеристик лазерного излучения, предусматривает нормирование основных характеристик ЛТА и соблюдения требований безопасности использования аппаратуры. Из этого вытекают требования нормирования и обеспечения методов контроля и поверки ЛТА.

Вопросы безопасности (электробезопасность и дозиметрический контроль) к настоящему времени достаточно хорошо разработаны в законодательном и нормативном плане [104, 107, 108 и др.]. В то же время вопросы нормирования характеристик, методов контроля и поверки ЛТА требуют своего решения.



## ЛИТЕРАТУРА

1. Боголюбов, В.М. Общая физиотерапия/ В.М. Боголюбов, Г.Н. Пономаренко. – М., СПб.: СЛП, 1998. – 480 с.
2. Миненков, А.А. Использование низкоэнергетического лазерного излучения в физиотерапии// Медицинская помощь. – 1995. – № 1. – С. 40-45.
3. Козлов, В.И. Лазеротерапия/ В.И. Козлов, В.А. Буйлин. – М.: Центр «АСТР», 1992. – 128 с.
4. Дуплик, А.Ю. Дозиметрия низкоинтенсивного лазерного облучения крови// Laser market. – 1995. – №2-3. – С. 18-20.
5. Улащик, В.С. Вопросы развития медицинской техники для физиотерапии// Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. – 1991. – №3. – С. 3-11.
6. Козлов, В.И. Взаимодействие лазерного излучения с биотканями// Сборник трудов «Применение низкоинтенсивных лазеров в клинической практике» / Под ред. О.К.Скобелкина. – М.,1997. – С. 24-34.
7. Ohshiro, T. Low Level Laser Therapy: A Practical Introduction/ T. Ohshiro, R.G. Calderhead// Chichester – New York: John Willy and Sons, 1988. – 180 p.
8. Девятков, Н.Д. Физико-химические механизмы биологического действия лазерного излучения/ Н.Д. Девятков, С.М. Зубкова, И.Б. Лапрун , Н.С. Макеева// Успехи современной биологии. – 1987. – Т. 103, 3.1. – С. 31-43.
9. Илларионов, В.Е. Основы лазерной терапии. – М.: Инотех-Прогресс, 1992. – 123 с.
10. Козлов, В.И. Основы лазерной физио- и рефлексотерапии/ В.И. Козлов, В.А. Буйлин, Н.Г. Самойлов, И.И. Марков// Самара, Киев: Изд-во «Здоровье», 1993. – 116 с.
11. Рогаткин, Д.А. Низкоинтенсивная лазерная терапия. Взгляд физика на механизмы действия и опыт применения/ Д.А. Рогаткин, В.В. Черный// Сборник трудов «Байкальская школа по фундаментальной физике – 1999». – Иркутск, 1999. – С. 38-47.

12. Каплан, М.А. Лазерная терапия – механизмы действия и возможности// Тезисы международной конференции «Laser Health'97» – М.: Фирма «Техника», 1997. – С. 88-92.
13. Захаров, С.Д. и др. Структурная модель неспецифического биостимулирующего действия лазерного излучения: роль слабопоглощающих фоторецепторов и альтерации структурного состояния растворов биомолекул// В кн. Действие электромагнитного излучения на биологические объекты и лазерная медицина – Владивосток: ДО АН СССР, 1989. – 235 с.
14. Бобров, А.В. Рецепторная функция двойных электрических слоев // Доклады II школы-семинара «Регуляция тканевого гомеостаза, нетоксическая профилактика и терапия хронических патологий». – Тбилиси, 1989. – С. 131-171.
15. Музалевская, Н.И. О возможной роли двойных электрических слоев в реакции биологических объектов на внешние воздействия/ Н.И. Музалевская, А.В. Бобров// Биофизика. – 1988. – Т. XXXIII, вып. 4. – С. 725.
16. Музалевская, Н.И. Классификация раздражителей и исследование несенсорных воздействий// Материалы Всесоюзного семинара «Информационные взаимодействия в биологии». – Тбилиси, 1987. – С. 70-77.
17. Пашков, Б.А. Спектральные характеристики электромагнитных полей аппарата МИЛТА и биотканей// Материалы 5-й Всероссийской научно-практической конференции по квантовой терапии. – М.: ПКП ГИТ, 1999. – С. 47-51.
18. Ковш, И.Б. Лазерная индустрия России: национальное достояние или?// По всей стране. – 2001. – №15 (285). – С. 6-7.
19. Армичев, А.В. Лазерные терапевтические установки ГНПП «Исток»/ А.В. Армичев, М.С. Доманов, Н.А. Лябин, А.Д. Чурсин// Биомедицинская радиоэлектроника. – 2000. – №11. – С. 24-28.
20. Ромашков, А.П. Медико-технические аспекты развития лазерной терапевтической аппаратуры/ А.П. Ромашков, А.А. Миненков// Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. – 1996. – № 6. – С.

35-38.

21. Полонский, А.К. Лазерная и магнито-лазерная терапия – достижения, проблемы и перспективы развития// *Laser market*. – 1995. – №2-3. – С. 13-18.
22. Егоров, К.Н. Побочные эффекты квантовой терапии/ К.Н. Егоров, В.А. Лоллини, А.А. Чиркин// *Материалы XII междуна. научно-практ. конф. «Применение лазеров в медицине и биологии»* – Харьков, 1999. – С. 102.
23. Леонтьева, Н.В. К вопросу о возможности использования метода сканирующей лазеротерапии в клинической практике/ Н.В. Леонтьева, В.Т. Ефименко, А.В. Ефименко// *Сб.: Актуальные проблемы лазерной терапии / Под ред. Н.Н. Петрищева*. – СПб.: Изд-во СПбГМУ, 2001. – С. 207-219.
24. Шалобаев, Е.В. Сканирующие лазерные стимуляторы/ Е.В. Шалобаев, Г.Н. Юркова, В.Т. Ефименко// *Сб. научных трудов: Электроника, информатика и управление. Вып. 2*. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2001. – С. 179-181.
25. Ефименко, В.Т. Сканирующие лазерные датчики в системе лечения и диагностики заболеваний/ В.Т. Ефименко, Е.В. Шалобаев, А.В. Ефименко, Г.Н. Юркова// *Датчики и системы*. – 2001. – №11. – С. 47-49.
26. Загускин, С.Л. Возможны ли прогноз и гарантия положительного эффекта лазерной терапии?// *Сборник материалов 4-й Всеросс. научно-практ. конф. по квантовой терапии*. - М., 1998. – С. 30-32.
27. Дунаев, А.В. Качество жизни и биоуправляемая квантовая медицина// *Материалы научно-практической конференции «Управление качеством жизни, образования, продукции и окружающей среды в регионах России»*, Орел, 17 - 20 апреля 2001 г. – Орел: ОрелГТУ, 2001. – Ч.1. – С. 83-85.
28. Дунаев, А.В. Контроль пульса при лазерной терапии// *Тезисы докладов 3-й Всероссийской научной конференции «Физические проблемы экологии (ЭКОЛОГИЧЕСКАЯ ФИЗИКА-2001)»*, Москва, 22 - 24 мая 2001 г. – М.: МГУ, 2001. – С. 159-160.
29. Загускин, С.Л. Биоритмологическое биоуправление// *Хронобиология и хрономедицина / Под ред. Ф.И. Комарова и С.И. Рапопорта*. – М.: Триада-

- Х, 2000. – С. 317-328.
30. Загускин, С.Л. Лазерная терапия – мифы и реальность, возможные пути развития// ЛАЗЕРИНФОРМ. Информационный бюллетень лазерной ассоциации. – 1999. – Вып.2 (161). – С. 1-6.
31. Загускин, С.Л. Лазерная хроноterapia в режиме биоуправления в кардиологии/ С.Л. Загускин, Р.М. Заславская, С.С. Загускина. – М.: Изд-во МАИ, 2000. – 95 с.
32. Данилов, В.Л. Особенности разработки аппаратуры для медико-биологических исследований, контроля и диагностики/ В.Л. Данилов, Б.А. Егоров, А.В. Дунаев// Материалы ВНТК «Диагностика веществ, изделий и устройств», Орел, 24 - 26 ноября 1999 г. – Орел: ОрелГТУ, 1999. – С. 40-41.
33. Данилов, В.Л. Проблемы контроля выходных параметров автоматизированных устройств лазерной терапии/ В.Л. Данилов, Б.А. Егоров, А.В. Дунаев// Известия ОрелГТУ. Машиностроение и приборостроение. – Орел: ОрелГТУ, 2000. – №4. – С. 34-37.
34. Патент 2033204 РФ, А 61 N 1/36. Устройство для физиотерапии/ С.Л. Загускин. – Оpubл. 20.04.95, Бюл. №11.
35. Разработка и внедрение комплексных методов и средств изучения и поддержания здоровья человека на базе межвузовского валеологического центра: Отчет о НИР/ Орловский государственный технический университет; Руководитель Л.Д. Козлова. – № ГР. 01.20.00 10087. – Орел, 2000. – С. 70-74.
36. Попечителей, Е.П. Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника/ Е.П. Попечителей, Н.А. Корневский. – М.: Высшая школа, 2002. – 471 с.
37. Александров, М.Т. Основы лазерной клинической биофотометрии и вопросы метрологии// Актуальные вопросы лазерной медицины и операционной эндоскопии. Материалы 3 междун. конф. – М., Видное, 1994. – С. 387-388.

38. Балаков, В.Ф. Магнито-инфракрасный лазерный терапевтический аппарат со встроенным фоторегистратором «МИЛТА-Ф»/ В.Ф. Балаков, Ю.Б. Ильин, А.К. Полонский, А.С. Строганов// Проблемы лазерной медицины – М., Видное, 1997. – С. 325-326.
39. Ромашков, А.П. Аппаратура для лазерной терапии: метрология, унификация, стандартизация. Ротапринт ВНИИОФИ, – М., 1995. – 54 с.
40. Ромашков, А.П. Состояние и перспективы метрологического обеспечения лазерной медицины и лазерной медицинской техники/ А.П. Ромашков, С.В. Тихомиров// Медицинская техника. – 1995. – №1. – С. 41-46.
41. Клебанов, Г.И. Лазерная и антиоксидантная терапия заживления ран/ Г.И. Клебанов, М.П. Толстых, Ю.В. Климов, А.А. Раджабов// Биомедицинская радиоэлектроника. – 2001. – №2. – С. 15-29.
42. Зверева, К.В. Отрицательные эффекты низкоинтенсивной лазерной терапии при ревматоидном артрите/ К.В. Зверева, Е.А. Грунина// Терапевтический архив. – 1996. – №5. – С. 12-18.
43. Александров, М.Т. Методы клинической биофотометрии/ М.Т. Александров, В.Д. Барыбин, Д.В. Рогаткин, А.Р. Евстигнеев// Сборник трудов «Применение низкоинтенсивных лазеров в клинической практике» / Под ред. О.К. Скобелкина. – М., 1997. – С. 265-273.
44. Кашуба, В.А. Применение лазеров в кардиологии. Практические вопросы дозиметрии лазерной терапии// Кардиология. – 1985. – Т. 25. – №4. – С. 123-124.
45. Дунаев, А.В. Метод контроля поглощаемой в эпидермисе мощности излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии: Автореферат канд. дисс...канд. техн. наук. – Орел: ОрелГТУ, 2002. – 16 с.
46. Чехлов, В.И. Некоторые вопросы дозиметрии лазерного излучения при его взаимодействии с биологическими объектами: Автореферат канд. дисс...канд. техн. наук. – М.: МЭИ, 1976. – 22 с.
47. Рогаткин, Д.А. Развитие методов теоретической фотометрии и лазерной биофотометрии для обоснования и создания эффективного клинического

- биофотометра: Автореферат канд. дисс... канд. физ.-мат. наук. – М.: Рос. академия наук. Центральное конструкторское бюро уникального приборостроения, 1993. – 22 с.
48. Евстигнеев, А.Р. Разработка технологических основ и приборов для лазерной обработки и диагностики состояния биотканей: Автореферат канд. дисс... канд. техн. наук. – М.: МВТУ им. Н.Э. Баумана, 1985. – 18 с.
49. Годжиев, Н.М. Оптика. – М.: Высшая школа, 1977. – 432 с.
50. Terrien J. La photometrie/ J. Terrien, F. Desvignes. – P.: Presses Universitaire de France, 1972. – 128 p.
51. Соколов, М.В. Прикладная биофотометрия. – М.: Наука, 1982. – 130 с.
52. Полонский, А.К. Измерение оптических параметров тканей животных и человека при лазерном воздействии/ А.К. Полонский, А.А. Древаль, Ю.В. Голубенко, А.Р. Евстигнеев// Биологические науки. – 1984. – №10. – С. 108-111.
53. Григорьянц, А.Г. Метод и устройство для оценки оптических свойств биологических тканей при воздействии низкоэнергетического лазерного излучения/ А.Г. Григорьянц, Ю.В. Голубенко, А.Р. Евстигнеев// Электронная обработка материалов. – 1985. – №2. – С. 61-64.
54. Александров, М.Т. Применение лазерной биофотометрии в стоматологии. – В кн.: «Полупроводниковые лазеры в биомедицине и народном хозяйстве». – Калуга: Стандарт СССР, 1987, В.1. – С. 53-58.
55. Нормальная физиология: Учебник для студентов университетов/ Коробков А.В., Башкиров А.А., Ветчинкина К.Т./ Под ред. Коробкова А.В. – М.: Высшая школа, 1980. – 560 с., ил.
56. Кожа / Под ред. Д.М. Чернуха и Е.П. Фролова. – М.: Медицина, 1982. – 336 с.
57. Графкина, М.В. Исследование процесса ультразвуковой сварки кожи/ М.В. Графкина, Ю.А. Топоров, В.В. Вялько// Проблемы инженерной биомедицины: Сб. тр. / МВТУ им. Н.Э. Баумана. – М., 1982. – С. 121-129.
58. Большая медицинская энциклопедия. Издание второе, М., 1963, т.13.

59. Плетнев, С.Д. Лазеры в клинической медицине. – М.: Медицина, 1996. – 428 с.
60. Гусева, И.С. Морфогенез и генетика гребешковой кожи человека. – Минск: Беларусь, 1986. – 158 с.
61. Анатомия человека: Учебник для вузов / Под ред. проф. С.С. Михайлова. – М.: Медицина, 1973. – 584 с.
62. Аполлонова, И.А. Биотехническая лазерная система дерматоглифической диагностики: Дисс... канд. техн. наук. – М., 1996. – 157 с.
63. Башкатов, И.П. Лазерно-индуцированный нагрев биологической среды/ И.П. Башкатов, Г.Л. Киселев, В.Б. Лощенов// Биомедицинская радиоэлектроника. – 2001. – №1. – С. 18-24.
64. Прикладная лазерная медицина. Учебное и справочное пособие / Под ред. Х.-П. Берлиена, Г.Й. Мюллера: Пер. с нем. – М.:АО «Интерэксперт», 1997. – 356 с.
65. Киселев, Г.Л. Моделирование распространения света в биологических тканях// Биомедицинская радиоэлектроника. – 2001. – №1. – С. 10-17.
66. Евстигнеев, А.Р. Применение полупроводниковых лазеров и светодиодов в медицине (научно-методический материал). – Калуга: ЛАН РФ, 2000. – 57 с.
67. Строкач, А.И. Изменение температуры, электропотенциалов и тканевого дыхания ран мягких тканей// Клиническая хирургия. – 1965. – №6. – С. 33-36.
68. Дюсимбаева, В.С. Тепловой эффект при действии слабоэнергетического лазера на живые ткани/ В.С. Дюсимбаева, Д.Л. Ефимова// Здоровоохранение Казахстана. – 1975. – №4. – С. 63-64.
69. Доровских, В.А. Влияние низкоэнергетических лазеров на свободнорадикальное окисление липидов в микросомах печени и активность глюкозо-6-фосфатдегидрогеназы и каталазы эритроцитов/ В.А. Доровских, Е.А. Бородин// Лазерная медицина. – 1998. – Т.2, Вып. 2-3. – С.16-20.
70. Мусин, Р.Ф. О чувствительности кожи человека к инфракрасным тепло-

- вым потокам/ Р.Ф. Мусин, Н.Ю. Иванова, В.А. Мартынов, В.А. Морозов, Э.Э. Годик, Ю.В. Гуляев// Доклады АН СССР. – 1986. – Т. 289, №3. – С. 718-720.
- 71.Берглезов, М.А. Низкоэнергетические лазеры в травматологии и ортопедии/ М.А. Берглезов, В.В. Вялько, В.И. Угнивенко – М.: ЗАО «РИЯД». – 1998. – 103 с.
- 72.Аникина, А.С. Исследование радиационно-тепловых полей в биологических тканях, облучаемых лазером, методами компьютерного моделирования // Сборник трудов II Российской конференции «Физика в биологии и медицине», Екатеринбург, 24 - 26 апреля 2001 г. – Екатеринбург: УГУ, 2001. – С. 47-49.
- 73.Тучин, В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. – Саратов: Изд-во Саратовского ун-та, 1998. – 137 с.
- 74.Ярославский, И.В. Математическое моделирование процесса распространения лазерного излучения в биотканях и рассеивающих средах: Дис... канд. физ.-мат. наук. – Саратов, 1994. – 151 с.
- 75.Шалобаев, Е.В. Лазерные стимуляторы/ Е.В. Шалобаев, Г.Н. Юркова, Е.Т. Ефименко, А.В. Ефименко// Датчики и системы. – 2001. – №8. – С. 53-54.
- 76.Патент 2117506 РФ, А 61 N 5/06. Лазерное терапевтическое устройство/ С.В. Москвин. – Оpubл. 20.08.98, Бюл. №7.
- 77.Методические рекомендации по применению магнито-инфракрасного аппарата квантовой терапии Рикта-05-БИО / Под ред. Хейфеца Ю.Б. – М.: ЗАО «Милта – ПКП ГИТ», 2001. – 270 с.
- 78.Ларюшин, А.И. Новые лазерные и другие оптико-электронные приборы для урологии, андрологии и светотерапии/ А.И. Ларюшин // Материалы научно-практической конференции российских ученых «Актуальные аспекты лазерной медицины», Москва - Калуга, 3 - 5 октября 2002 г. – Калуга, 2002. – С. 465-467.
- 79.Патент 2143293 РФ, А 61 N 5/06. Аппарат для диагностики и магнитолазерной терапии/ Г.А. Антонова, В.Ф. Балаков, Н.П. Дацкевич, В.А. Майо-



- ров, А.К. Полонский, А.С. Строганов, Ю.М. Урличич. – Оpubл. 27.12.1999, Бюл. №33.
80. Патент 2072879 РФ, А 61 N 5/06. Аппарат для магнитолазерной терапии/ А.К. Полонский, В.Г. Алешин, Г.А. Антонова, А.Ф. Аулов, В.Ф. Балаков, Ю.Б. Ильин, В.А. Прокофьев, Н.Е. Сорока, В.Н. Христофоров. – Оpubл. 10.02.1997, Бюл. №7.
81. Исаченко, В.П. Теплопередача: Учебник для вузов / В.П. Исаченко, В.А. Осипова, А.С. Сукомел. – 4-е изд., перераб. и доп. – М.: Энергоиздат, 1981. – 416 с.
82. Корндорф, С.Ф. Влияние частоты излучения на нагрев эпидермиса при лазеротерапии внутренних органов / С.Ф. Корндорф, А.В. Дунаев // Материалы научно-практической конференции российских ученых «Актуальные аспекты лазерной медицины», Москва - Калуга, 3 - 5 октября 2002 г. – Калуга, 2002. – С. 426-427.
83. Корндорф, С.Ф. Исследование теплопроводности эпидермиса при низкоинтенсивной лазерной терапии/ С.Ф. Корндорф, А.В. Дунаев// Современная техника и технологии в медицине и биологии: Материалы II Международ. науч.-практ. конф., г. Новочеркасск, 25 декабря 2001 г. / Юж.-Рос. гос. техн. ун-т (НПИ). – Новочеркасск: ООО НПО «ТЕМП», 2001. – С. 6-7.
84. Дунаев, А.В. Хронодиагностика с целью индивидуального дозирования лазерной терапии/ А.В. Дунаев, С.Л. Загускин// Современные информационные технологии в диагностических исследованиях: Сб. докл. Международ. науч.-практ. конф., Днепропетровск, 15 марта 2002 г. – Днепропетровск: ПОРОГИ, 2002. – С. 113-116.
85. Дунаев, А.В., Корндорф С.Ф. Контроль поглощаемой в эпидермисе мощности лазерного излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии/ А.В. Дунаев, С.Ф. Корндорф// Вестник новых медицинских технологий. – Т. IX, № 4.– 2002. – С. 63 - 66.
86. Корндорф С.Ф. Контроль поглощаемой в эпидермисе мощности при лазерной терапии с оптимизированным расстоянием измерительных точек/

- С.Ф. Корндорф, К.В. Подмастерьев, А.В. Дунаев// Сборник трудов международной научно-технической конференции «Приборостроение 2002», Винница – Алушка, 16 - 21 сент. 2002 г. – Алушка, 2002. – С. 167-168.
87. Патент РФ №2228209. Способ контроля поглощенной дозы при низкоинтенсивной лазерной терапии/ С.Ф. Корндорф, А.В. Дунаев. – Заяв. 06.06.2002; Оpubл. 10.05.2004, Бюл. №13.
88. Патент РФ №2214844. Лазерное терапевтическое устройство/ С.Ф. Корндорф, А.В. Дунаев. – Заяв. 27.02.2002; Оpubл. 27.10.2003, Бюл. №30.
89. Свидетельство на полезную модель №21320. Преобразователь напряжения в частоту / В.Л. Данилов, А.В. Дунаев, С.А. Косничев. - №2001111758/20; Заяв. 27.04.2001; Оpubл. 10.01.2002, Бюл. №1.
90. Свидетельство на полезную модель №28299. Преобразователь напряжения в частоту/ В.Л. Данилов, А.В. Дунаев. – №2002119847; Заяв. 22.07.2002; Оpubл. 10.03.2003, Бюл. №7.
91. Корндорф С.Ф. Метод и средство контроля поглощенной дозы при низкоинтенсивной лазерной терапии/ С.Ф. Корндорф, К.В. Подмастерьев, А.В. Дунаев// Контроль. Диагностика. – 2002. – №10. – С. 18-21.
92. Патент 2128063 РФ, А 61 N 5/06. Устройство для магнитолазерной терапии/ В.Н. Христофоров, Т.В. Христофорова, А.Я. Грабовщинер. – Оpubл. 27.03.1999, Бюл. №9.
93. Патент 2135233 РФ, А 61 N 5/06. Лазерное терапевтическое устройство/ С.В. Москвин, М.Н. Титов, М.М. Ручкин, Ю.Б. Глазков. – Оpubл. 27.08.1999, Бюл. №17.
94. Евстигнеев, А.Р. Многофункциональный биотехнологический лазерный аппарат «Улей»/ А.Р. Евстигнеев, В.А. Дорогов, В.П. Бегушев // Сборник трудов «Полупроводниковые лазеры в биомедицине и народном хозяйстве». – Калуга: «Стандарт СССР», 1987. – С. 135-136.
95. Евстигнеев, А.Р. Новые возможности лазерного биостимулятора «Улан-БЛ-20» и его модификации в медицине/ А.Р. Евстигнеев, Б.А. Куркус// Материалы научно-практической конференции российских ученых «Ак-

- туальные аспекты лазерной медицины», Москва - Калуга, 3 - 5 октября 2002 г. – Калуга, 2002. – С. 459-462.
96. А.с. 1561280 СССР, А 61 N 5/06. Полупроводниковая лазерная терапевтическая установка / А.Р. Евстигнеев, В.В. Полторацкий, С.Ю. Лешаков, И.М. Корочкин, В.А. Дорогов, М.В. Зудина, Г.М. Капустина. – Оpubл. 08.06.1987, Бюл. № 23.
97. Купеев, В.Г. Технология фитолазерофореза/ В.Г. Купеев, А.А. Хадарцев, Е.А. Троицкая.– Тула: Изд-во «Тульский полиграфист», 2001. – 120 с.
98. Хадарцев, А.А. Фитолазерофорез в лечении заболеваний внутренних органов. Учебное пособие / А.А. Хадарцев, В.Г. Купеев, В.Г. Зилов, В.И. Дедов, Е.А. Троицкая. – Тула: Тульский полиграфист, 2001.– 26 с.
99. Хадарцев, А.А. Некоторые аспекты применения лазерного излучения в медицине: Учебное пособие. – Тула: НИИ НМТ, 1993.- 46 с.
100. Афромеев, В.И. Биофизика полей и излучений и биоинформатика. Часть 3. Основы управляющего воздействия электромагнитными полями в медицине/ В.И. Афромеев, А.А. Хадарцев, А.А. Яшин / Под ред. А.А. Яшина.– Тула: ТулГУ, 1999.– 508 с.
101. Измерение энергетических параметров и характеристик лазерного излучения / Под ред. А.Ф. Котюка.- М.: Радио и связь, 1981. - 288 с.
102. ГОСТ 24453-80. Измерения параметров и характеристик лазерного излучения. Термины, определения и буквенные обозначения величин.
103. Метрология, стандартизация и измерения в технике связи./ Б.П. Хромой, А.В. Кандинов, А.Л. Сенявский и др.; Под ред. Б.П. Хромого,- М.: Радио и связь, 1986.- 424 с.
104. Санитарные нормы и правила устройства и эксплуатации лазеров № 5804-91. – М., 1992.
105. Александров, М.Т. Проблемы реализации основных принципов лазерной медицины в клинической практике/ М.Т. Александров, Н.С. Егоркина, А.С. Черкасов // Сборник научных трудов «Лазеры и аэроионы в медицине» / Под ред. А.Р. Евстигнеева, М.А. Каплана. – Калуга-Обнинск, 1997. –

С. 13-19.

106. Ромашков, А.П. Особенности метрологического обеспечения лазерной медицинской техники/ А.П. Ромашков // Материалы научно-практической конференции российских ученых «Актуальные аспекты лазерной медицины», Москва - Калуга, 3 - 5 октября 2002 г. – Калуга, 2002. – С. 471-474.
107. ГОСТ 12.1.019-79. ССБТ. Электробезопасность. Общие требования и номенклатура видов защиты.
108. ГОСТ Р 50723-94. Лазерная безопасность. Общие требования безопасности при разработке и эксплуатации лазерных изделий.

Учебное издание

*Дунаев Андрей Валерьевич*  
*Евстигнеев Андрей Рудольфович*  
*Шалобаев Евгений Васильевич*

**ЛАЗЕРНЫЕ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ  
УСТРОЙСТВА**

Учебное пособие

Редактор М.В. Одолева  
Технический редактор Т.П. Прокудина

Орловский государственный технический университет  
Лицензия ИД №00670 от 05.01.2001 г.

Подписано к печати 05.07.2005 г. Формат 60x84 1/16.  
Печать офсетная. Уч.-изд. л. 9,2. Усл. печ. л. 9,0. Тираж 500 экз.  
Заказ №140/05п

Отпечатано с готового оригинал-макета  
на полиграфической базе ОрелГТУ  
202030, г. Орел, ул. Московская, 65.