Министерство образования и науки Российской Федерации
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего профессионального образования
«Тюменский государственный нефтегазовый университет»

# ЛАЗЕРНЫЕ И СВЕТОДИОДНЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ ПРИБОРЫ И СИСТЕМЫ

*Рекомендовано Региональным отделением УрФО учебно-методического объединения вузов Российской Федерации по образованию в области радиотехники, электроники, биомедицинской техники и автоматизации в качестве учебного пособия для студентов высших учебных заведений, обучающихся по направлениям подготовки 200401 «Биотехнические и медицинские аппараты и системы» и 200402 «Инженерное дело в медико-биологической практике», 210400 «Радиотехника»*

Тюмень
ТюмГНГУ
2012

УДК 615.471(075.8)
ББК 34.7я 73
Л 17

Рецензенты:
доктор медицинских наук, профессор С. А. Сторожок
кандидат технических наук, доцент В. Г. Парфенов

Авторы: В. Н. Баранов, О. Н. Кузяков, М. С. Бочков,
М. А. Хлынов, Р. Р. Рашев

Лазерные и светодиодные медицинские приборы и системы :
Л 17 учебное пособие / В. Н. Баранов, О. Н. Кузяков, М. С. Бочков и др. –
Тюмень : ТюмГНГУ, 2012. – 176 с.
ISBN 978-5-9961-0471-0

В учебном пособии систематизированы современные представления о различных типах лазеров и светодиодов, встраиваемых в медицинские измерительные приборы и системы, методах лазерных измерений и диагностики, а также организации кабинетов лазерной медицины.

Пособие разработано для студентов, обучающихся по дисциплине «Лазерные измерительные приборы и системы» по направлению подготовки бакалавров 201000.62 «Биотехнические системы и технологии» и направлению подготовки дипломированных специалистов 200401 «Биотехнические и медицинские аппараты и системы» и 200402 «Инженерное дело в медико-биологической практике», а также аспирантов, преподавателей, специалистов по лазерной технике и медицине.

УДК 615.471(075.8)
ББК 34.7я 73

ISBN 978-5-9961-0471-0

© Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Тюменский государственный нефтегазовый университет», 2012

# ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ . . . . . 6

Глава I. ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ЛАЗЕРОВ И СВЕТОДИОДОВ . . . 8
1.1. Классификация лазеров . . . . . 10
1.1.1. Классификация лазеров по типу активной среды и способу накачки . . . . . 10
1.1.2. Классификация лазеров по степени опасности излучения . 12
1.1.3. Классификация лазеров по степени защиты от поражения электрическим током . . . . . 14
1.2. Твердотельные лазеры . . . . . 15
1.2.1. Рубиновый лазер . . . . . 16
1.2.2. Nd:YAG-лазер . . . . . 17
1.2.3. Ho:YAG-лазер . . . . . 21
1.2.4. Er:YAG-лазер . . . . . 22
1.3. Газоразрядные лазеры . . . . . 23
1.3.1. Ионные лазеры . . . . . 24
1.3.2. Лазеры на атомных переходах . . . . . 27
1.3.3. Молекулярные лазеры . . . . . 29
1.4. Полупроводниковые лазеры . . . . . 32
1.4.1. Беспримесные полупроводниковые лазеры . . . . . 35
1.4.2. Инжекционные лазеры . . . . . 37
1.5. Волоконные лазеры . . . . . 39
1.6. Светодиоды . . . . . 40

Глава II. ОСОБЕННОСТИ ЛАЗЕРНОЙ И СВЕТОДИОДНОЙ АППАРАТУРЫ . . . . . 43
2.1. Структурная характеристика терапевтических лазерных и светодиодных приборов и систем . . . . . 43
2.2. Применение твердотельных лазеров в медицинской практике . . 47
2.3. Медицинские изделия на основе газоразрядных лазеров . . . . . 53
2.4. Актуальность использования в медицине полупроводниковых лазеров . . . . . 62
2.5. Волоконные лазеры в медицине . . . . . 66
2.6. Светодиодная медицинская техника в физиотерапии . . . . . 68

Глава III. ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРОВ И СВЕТОДИОДОВ В МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ . . . . . 76
3.1. Оптическая диффузная томография . . . . . 78

3.2. Лазерная когерентная и низкокогерентная томография . . . . . 83
3.3. Лазерная доплеровская флоуметрия . . . . . 90
3.4. Пульсоксиметрия . . . . . 93
3.5. Лазерная флуоресцентная диагностика . . . . . 99
3.6. Фотоплетизмография . . . . . 101

Глава IV. ИЗМЕРИТЕЛИ ПАРАМЕТРОВ ЛАЗЕРОВ
И СВЕТОДИОДОВ . . . . . 108
4.1. Калориметрические измерители . . . . . 108
4.2. Болометры . . . . . 110
4.3. Измерители на основе фотоприемников . . . . . 110
4.4. Пондеромоторные устройства . . . . . 112
4.5. Пироэлектрические приемники излучения . . . . . 112
4.6. Приборы, основанные на применении обратного
электрооптического эффекта . . . . . 113

Глава V. ВОПРОСЫ ОПТИМИЗАЦИИ ОРГАНИЗАЦИИ СЛУЖБЫ
ЛАЗЕРНОЙ МЕДИЦИНЫ . . . . . 115
5.1. Применение в лазерной медицине современных достижений
в области микроконтроллерной и микропроцессорной техники 115
5.2. Современная организация работы кабинетов лазерной и
светодиодной физиотерапии . . . . . 117
5.3. Обеспечение профилактики поражения органов
и систем обслуживающего персонала лазерным излучением . . 119
5.4. Оптимизация работы медицинского и технического
персонала в кабинетах лазерной терапии с помощью
средств индивидуальной защиты . . . . . 121

Глава VI. РАЗРАБОТКИ КАФЕДРЫ КИБЕРНЕТИЧЕСКИХ СИСТЕМ
ИНСТИТУТА КИБЕРНЕТИКИ, ИНФОРМАТИКИ И СВЯЗИ ТЮМГНГУ
В ОБЛАСТИ ЛАЗЕРНОЙ И СВЕТОДИОДНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ
ТЕХНИКИ . . . . . 123
6.1. Аппарат для лазерной терапии и рефлексотерапии
в гинекологии «АГИН-01». . . . . 123
6.2. Многоцветный фототерапевтический аппарат. . . . . 128
6.2.1. Основные проблемы, возникающие при модуляции
светодиодного излучения. . . . . 130
6.2.2. Особенности конструкции модулятора светодиодного
аппарата . . . . . 131
6.2.3. Аппаратурная реализация лечебно-диагностического
комплекса. . . . . 135
6.3. Прибор для светодиодной физиотерапии . . . . . 138

Глава VII. МЕТОДИЧЕСКИЕ МАТЕРИАЛЫ К ИЗУЧЕНИЮ ДИСЦИПЛИНЫ «ЛАЗЕРНЫЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ ПРИБОРЫ И СИСТЕМЫ» . . . . . 141
7.1. Пояснительная записка. . . . . 141
7.2. Содержание дисциплины . . . . . 141
7.3. Рабочий учебный план . . . . . 143
7.4. Методические рекомендации к самостоятельному изучению дисциплины . . . . . 144
7.5. Планы практических занятий . . . . . 145
7.6. Вопросы для самоконтроля . . . . . 147
7.7. Тренировочные тесты . . . . . 148
7.8. Тематика реферативных работ. . . . . 165
7.9. Подготовка к итоговой аттестации . . . . . 165

ЗАКЛЮЧЕНИЕ . . . . . 169
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ . . . . . 171

# ВВЕДЕНИЕ

Современный этап в развитии квантовой электроники и лазерной техники характеризуется внедрением лазерной технологии в промышленное производство, исследованиями лазерного термоядерного синтеза и разработкой устройств когерентной и интегральной оптики [14,26,30,42,43,44]. Интегрально-оптические устройства генерации, распространения, усиления, преобразования и детектирования лазерного излучения в тонкопленочных волноводных структурах — реальность сегодняшнего дня. Практические возможности интегральной оптики безграничны, и мы, по-видимому, будем очевидцами, когда традиционно громоздкие оптические устройства будут заменены микроминиатюрными функциональными планарными приборами, осуществляющими прецизионную обработку, передачу и хранение огромных массивов оптической информации.

Сейчас нет отрасли медицины, в которой не использовались бы лазеры для диагностики, лечения или с профилактической целью. Лазерная медицина обеспечила огромный прогресс медицинской науки, а также разработку новейших лазерных технологий: имеется в виду создание новых лазерных медицинских установок, освоение их врачами и широкое внедрение в практику здравоохранения.

Почти все научно-исследовательские и медицинские институты нашей страны выполняют работы по лазерной тематике. Ежегодно выполняется около 250 научно-исследовательских работ. В течение последних 5 лет ежегодно публикуется 4–5 монографий по лазерной медицине, выпускается около 20 методических рекомендаций, 30 пособий для врачей, публикуется в периодической печати до 1100 научных статей и тезисов и около 60 работ отечественных ученых в зарубежной печати, защищается около 20 докторских и 65 кандидатских диссертаций. Ведущие отечественные ученые широко цитируются в зарубежных публикациях. Интерес к проблемам лазерной медицины во всем мире огромен. Об этом свидетельствуют многочисленные публикации в периодической печати.

Работы более тридцати зарубежных журналов посвящены исключительно проблемам лазерной медицины и смежных с ней отраслей знаний. В нашей стране уже три года выходит пока один специализированный журнал «Лазерная медицина», в котором публикуются основные достижения лазерной медицинской науки. Статьи по лазерной медицине публикуются также в других ведущих журналах по хирургии, терапии, кардиологии, гинекологии, офтальмологии и других.

Одним из важнейших достижений научно-технической революции является создание оптических квантовых генераторов — лазеров. За годы

своего существования лазеры нашли применение во всех отраслях науки и техники, включая медицину. Использование лазеров в медицине для диагностики, профилактики, лечения заболеваний и многих других целей обусловлено уникальными физическими и биологическими свойствами лазерного излучения [4,6,7,9,10,11,13,18,24,31,32,48,49].

Широкий спектр биологического действия лазерного излучения как общего, на различные органы и системы организма, так и местного — на клетки и ткани, дает возможность обеспечения высокоэффективной патогенетической многофакторной терапии различных патологических состояний. Преимуществом квантовой терапии является физиологичность, экологичность, атравматичность и комфортность. Также лазерное излучение на базе эффекта Допплера, голографии, лазерной спектрографии позволяет широко использовать его и в диагностических целях [15,21,42].

Эти и многие другие преимущества дают основание считать лазерную медицину медициной XXI века.

В 1964 году за разработку лазерной техники в 1964 году Н. Г. Басов, А. М. Прохоров и Ч. Х. Таунс получили Нобелевскую премию. На церемонии вручения Нобелевской премии в Стокгольме академик Александр Михайлович Прохоров сказал: «Квантовая электроника возникла в конце 1954 — начале 1955 года, но фундаментом квантовой электроники следует считать явление индуцированного излучения, предсказанное А. Эйнштейном в 1917 году».

Сущность этого явления заключается в том, что возбужденные атомы под воздействием внешнего излучения переходят в состояние с меньшей энергией, излучая при этом электромагнитные волны [45].

Всё началось с того, что в 1954 году советские ученые Николай Геннадиевич Басов и Александр Михайлович Прохоров и независимо от них американский физик Чарлз Хард Таунс использовали явление вынужденного излучения для создания аппарата, излучающего в диапазоне радиоволн так называемого мазера (MASER — Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation — микроволновое усиление путем вынужденного излучения). А в 1960 году в США был создан квантовый генератор ЭМИ в видимом диапазоне спектра — первый лазер (LASER — Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation — усиление света путем вынужденного излучения). Есть еще гразеры, где путем вынужденного излучения усиливаются гамма лучи (GRASER — Gamma Ray Amplification by Stimulated Emission of Radiation).

# ГЛАВА I. ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ЛАЗЕРОВ И СВЕТОДИОДОВ

Лазер — это высокочастотный усилитель света с обратной связью. В основе принципа действия лазера лежат два процесса: вынужденное излучение и обратная связь. Вынужденное излучение — это испускание электромагнитного излучения возбужденной квантовой системой под воздействием внешнего излучения, являющегося вынуждающим в том случае, когда частота, поляризация, фаза и направление излучаемых лазерным веществом фотонов точно соответствует этим же параметрам фотонов внешнего излучения. Для возникновения вынужденного излучения необходимо создать инверсионную заселенность. Она заключается в том, что в квантовой системе, имеющей дискретные энергетические уровни, находятся два таких уровня, для которых число возбужденных частиц на верхнем энергетическом уровне больше числа частиц на нижнем, на который и переходит система после генерации излучения.

Направляя часть усиленного излучения обратно в систему, т. е. установив обратную связь, можно еще более усилить первоначальное излучение, сохранив все его характеристики. Таким образом, возникает генерация электромагнитного излучения.

Лазер содержит три основных компонента (рис. 1):

- активное вещество, в котором создают инверсию населенностей;
- устройство для создания инверсии в активном веществе (система накачки);
- устройство для обеспечения положительной обратной связи (оптический резонатор). Простейший оптический резонатор состоит из двух плоских зеркал, расположенных параллельно.

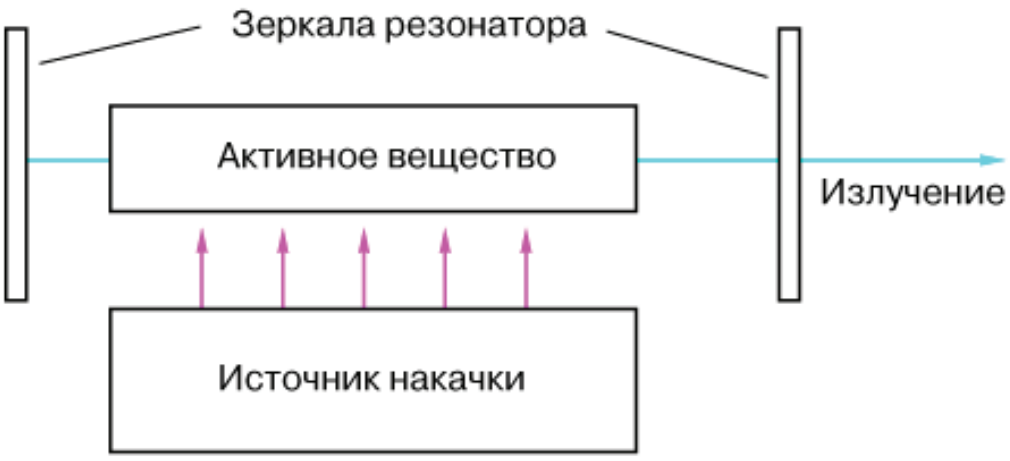


Рис. 1. Принципиальная схема лазера

Принцип работы лазера можно рассмотреть на примере твердотельного лазера, в котором в качестве активного вещества используют искусственный рубин с примесью хрома. В лазере такого типа рубиновый стержень помещен между зеркалами (одно из которых полупрозрачное), образующими резонатор. Рядом с рубиновым стержнем находится источник оптической накачки — ксеноновая газоразрядная лампа, получающая электрический ток от блока питания. Под воздействием света лампы большее число атомов хрома переходит в возбужденное состояние. Возвращаясь в исходное состояние, атомы хрома спонтанно излучают фотоны, которые, сталкиваясь с другими возбужденными атомами хрома, также выбивают из них фотоны. Эти фотоны, встречаясь с другими возбужденными атомами хрома, снова выбивают фотоны, и этот процесс лавинообразно нарастает. Поток фотонов, многократно отражаясь от зеркал резонатора, увеличивается до тех пор, пока плотность энергии излучения не достигнет предельного уровня, достаточного для преодоления полупрозрачного зеркала, и вырывается наружу в виде монохроматического когерентного лазерного излучения.

Основными терминами, понятиями и величинами, которыми приходится оперировать при работе и описании методик лазерной терапии, являются следующие:

1. Монохроматичность – это стабильность длины волны или диапазона частоты, на которой работает лазер.
2. Когерентность – это согласованное протекание во времени нескольких колебательных или волновых процессов одной частоты и поляризации. Различают пространственную и временную когерентность.
3. Пространственная когерентность – это согласованность колебаний, которые совершаются в один и тот же момент времени в разных точках плоскости, перпендикулярной направлению распространения светового излучения.
4. Временная когерентность – это согласованность колебаний, когда световые волны на протяжении своего периода проходят данную область в пространстве за один и тот же период времени.
5. Коллиминированность – это свойство, когда световая волна распространяется вдоль прямой линии с очень малым отклонением.
6. Поляризованность – это упорядоченность в ориентации векторов напряженности электромагнитных полей световой волны в плоскости, перпендикулярной световому лучу.
7. Мощность излучения – это средняя мощность электромагнитного излучения, переносимая через какую-либо поверхность. Обозначается Р, единица измерения в системе СИ – Вт.
8. Плотность потока излучения (плотность потока мощности, плотность падающей мощности, интенсивность излучения, облученность) – от-

ношение мощности излучения к площади поверхности, перпендикулярной к направлению распространения излучения. Обозначается Е, единица измерения в системе СИ – Вт/кв. см. Плотность потока излучения зависит от двух факторов: вида активной среды и мощности источника внешнего возбуждения – источника накачки.

9. Доза излучения – энергетическая облученность за определенный промежуток времени. Обозначается Н, измеряется в Дж/кв. м. Энергия излучения обозначается W и выражается в Джоулях.

## 1.1. Классификация лазеров

Основой классификации лазеров по степени опасности явилась их потенциальная способность причинять повреждения глазам и коже человека.

Классификация лазеров по степени опасности направлена на то, чтобы предупредить пользователя о конкретной опасности, в том числе и с помощью соответствующих знаков, указывающих табличек.

Знания пользователем класса опасности лазера является основой для определения мер защиты, контроля, медицинского наблюдения за состоянием здоровья персонала, работающего с лазерами.

Класс лазера устанавливается разработчиком и указывается в паспорте, технических условиях, эксплуатационной, ремонтной, технической и рекламной документации.

За определение классов лазеров (лазерного изделия) ответственность несет предприятие-разработчик. По требованиям нормативных документов лазеры должны классифицироваться также и пользователем, причем не один раз, а всякий раз, когда пользователь изменяет схему, параметры излучения или осуществляет различные доработки.

Классификация производится с учетом как типа активной среды, так и способа ее возбуждения (способа накачки), особенности которого рассмотрены ниже.

### 1.1.1. Классификация лазеров по типу активной среды и способу накачки

На рис. 2 перечислены типы лазеров, активные среды и применяемые способы накачки. Классификация лазеров производится с учетом как типа активной среды, так и способа её накачки.

Из указанных на рисунке способов накачки следует прежде всего выделить два способа — оптическую накачку и накачку с использованием самостоятельного электрического разряда.

Оптическая накачка имеет универсальный характер. Она применяется для возбуждения самых различных активных сред — диэлектрических кристаллов, стекол,

полупроводников, жидкостей, газовых смесей. Оптическое возбуждение может использоваться также как составной элемент некоторых других способов накачки (например, электроионизационного и химического). Накачка с использованием самостоятельного электрического разряда применяется в разреженных газообразных активных средах — при давлениях от 1 до 10 мм рт. ст.

Рис. 2. Классификация лазеров

Соответствующие типы лазеров (на атомных переходах, ионные, молекулярные) объединяют общим термином «газоразрядные лазеры». Наряду с твердотельными, жидкостными и полупроводниковыми газоразрядные лазеры широко применяются в самых различных областях науки и техники.

Рассматривая способы накачки, надо иметь в виду, что один и тот же способ может допускать, в свою очередь, два вида накачки — импульсную

и непрерывную. Так, для оптической накачки используют как газоразрядные импульсные лампы, так и лампы непрерывного горения. При накачке с использованием электрического разряда применяют как импульсные разряды, так и стационарные (квазистационарные). При импульсной накачке энергия возбуждения поступает в активный элемент порциями, импульсами, а при непрерывной накачке — непрерывно, стабильно.

Импульсная накачка обладает рядом преимуществ по сравнению с непрерывной. При импульсной накачке, когда инверсия реализуется лишь в течение некоторых промежутков времени, может оказаться несущественным требование быстрого очищения нижнего рабочего уровня. Предположим, что при включении светового импульса накачки скорость, с какой заселяется верхний рабочий уровень, оказывается выше скорости заселения нижнего рабочего уровня. В этом случае лазер может работать за счет инверсии, возникающей в начале импульса возбуждения.

Импульсная накачка позволяет реализовать различные импульсные режимы генерации — когда лазерное излучение формируется в виде одиночных световых импульсов или в виде последовательности импульсов. При этом удается осуществлять исключительно сильную концентрацию во времени и пространстве излучаемой световой энергии. Так, например, реализованы режимы генерации мощных сверхкоротких световых импульсов, имеющих длительность $10^{-11}$–$10^{-12}$ с и мощность до $10^{12}$ Вт.

Существуют и другие способы классификации лазеров. По длине волны излучения лазеры подразделяются на аппараты, работающие в следующих областях: в ультрафиолетовой области (коротковолновой до 275 нм; средневолновой — до 276–320 нм; длинноволновой — 321–4000 нм); в видимой области (фиолетовой — 401–450 нм, синей 451–480 нм, голубой — 481–510 нм, зеленой — 511–575 нм, желтой — 576–585 нм, оранжевой — 586–620 нм, красной — 621–760 нм); в инфракрасной области (коротковолновой — 770 нм — 15 мкм и длинноволновой 16–1000 мкм).

По характеру излучаемой энергии лазеры подразделяют на непрерывные и импульсные.

По характеристике средней мощности лазеры делят: на высокомощные лазеры для хирургии; среднеинтенсивные лазеры для фотодинамической терапии, термотерапии и температурной активации; лазеры малой мощности для низкоэнергетической терапии.

### 1.1.2. Классификация лазеров по степени опасности излучения

Основой классификации лазеров по степени опасности явилась их потенциальная способность причинять повреждения органам зрения, коже человека.

1. Класс 1 — это лазеры и лазерные установки, выходное излучение которых не представляет опасности для глаз и кожи. К лазерам 1 класса относятся полностью безопасные лазеры, то есть лазеры, выходное коллимированное излучение которых не представляет опасности при облучении кожи и глаз. К лазерам 1 класса опасности относятся лазерные изделия, безопасные при предполагаемых условиях эксплуатации.

2. Класс 2 — это лазеры и лазерные установки, выходное излучение которых представляет опасность при облучении глаз и кожи человека прямым и зеркально отраженным излучением. Диффузно отраженное излучение безопасно как для кожи, так и для глаз во всех спектральных диапазонах. Защита глаз обеспечивается естественными реакциями, включая рефлекс мигания.

3. Класс 3 — это лазеры и лазерные установки, выходное излучение которых представляет опасность при облучении глаз прямым, зеркально отраженным, а также диффузно отраженным излучением на расстоянии 10 см от диффузно отражающей поверхности и (или) при облучении кожи прямым и зеркально отраженным излучением. Диффузно отраженное излучение не представляет опасности для кожи.

4. К классу 3 А относятся лазерные изделия, безопасные для наблюдения незащищенным глазом. Для лазерных изделий, генерирующих излучение в диапазоне длин волн от 400 нм до 700 нм, защита обеспечивается естественными реакциями, включая рефлекс мигания. Для других длин волн опасность для незащищенных глаз не более чем для класса 1. Непосредственное наблюдение пучка, испускаемое лазерными изделиями класса 3 А, с помощью оптических инструментов (бинокль, телескоп, микроскоп) может быть опасным.

5. Класс 3 В — это лазеры и лазерные установки, излучающие видимое или невидимое излучение с уровнями, не превышающими ДПИ. Непосредственное наблюдение таких лазерных изделий всегда опасно. Видимое рассеянное излучение обычно безопасно. Наблюдение несфокусированного излучения импульсных лазеров при диффузном отражении не опасно при минимальном расстоянии для наблюдения 13 см и максимальном времени наблюдения 10 с. Если хотя бы одно из условий не соблюдается, необходима тщательная оценка потенциальной опасности диффузного отражения.

6. Класс 4 — это лазеры и лазерные установки, создающие опасное рассеянное излучение. Выходное излучение лазера 4 класса представляет опасность при облучении глаз прямым, зеркально отраженным, а также диффузно отраженным излучением на расстоянии 10 см от диффузно-отражающей поверхности, а также при облучении кожи диффузно-отраженным излучением на расстоянии 10 см от диффузно отражающей поверхности.

Лазеры 4 класса — это изделия, создающие опасное рассеянное излучение. Они могут вызвать поражение кожи, а также создать опасность пожара. Лазеры класса 4 являются высокомощными приборами. При их использовании следует соблюдать особую осторожность.

### 1.1.3. Классификация лазеров по степени защиты от поражения электрическим током

В основу классификации положены средства защиты от поражения электрическим током, применяемые в аппарате. Лазерные аппараты по способу питания делятся на два типа: приборы с внутренним источником питания, и приборы, питаемые от внешнего источника электрической энергии.

Приборы, питаемые от внешней электрической сети, делятся на следующие классы:

1. К классу 0I должны относиться изделия, имеющие, по крайней мере, рабочую изоляцию, элемент для заземления и провод без заземляющей жилы для присоединения к источнику питания.

2. К классу I относятся изделия, в которых защита от поражения электрическим током обеспечивается не только основной изоляцией, но и дополнительными мерами безопасности, предусматривающими средства для соединения изделия с защитным заземляющим проводом стационарной проводки таким образом, чтобы доступные металлические части не могли оказаться под напряжением в случае нарушения основной изоляции.

3. К классу II относятся изделия, в которых защита от поражения электрическим током обеспечивается не только основной изоляцией, но и дополнительными мерами безопасности в виде двойной или усиленной изоляции, и при этом отсутствует устройство для защитного заземления или защита обеспечивается условиями установки.

4. К классу III следует относить изделия, предназначенные для работы при безопасном сверхнизком переменном напряжении не более 24 В или с постоянным не более 50 В, не имеющие ни внешних, ни внутренних электрических цепей, работающих при другом напряжении.

В зависимости от тока утечки различают следующие типы:

1. Изделия типа B (обеспечивают определенную степень защиты от поражения электрическим током, в частности в отношении допустимого тока утечки).

2. Изделия типа BF (обеспечивают определенную степень защиты от поражения электрическим током, в частности в отношении допустимого тока утечки).

3. Изделия типа CF (обеспечивают наивысшую степень защиты от поражения электрическим током).

На практике более предпочтительны изделия класса II (не требующие дополнительного заземления и позволяющие работать с обычными сетевыми розетками). С точки зрения безопасности удобны изделия типа BF, которые обеспечивают по существу тройную защиту от поражения электрическим током.

В различных отраслевых стандартах, ведомственных инструкциях, литературных источниках встречается классификация со своими отличиями. Например, вместо классов могут быть «ранги»: Ранг 1, Ранг 2 и т. д. Существует деление лазеров по характеру опасности: лазеры малой опасности, средней опасности, опасные, высоко опасные. В МЭК 825–1 классов опасности семь: Класс 1, Класс 2, Класс 2 А, Класс 3, Класс 3 А, Класс 3 В, Класс 4. В стандарте США ANSI Z136.1 (2000): Class 1, Class1M, Class2, Class 2M, Class 3R, Class 3B, Class 4.

При поставке лазерного изделия на внутренний рынок проводится классификация по СанНиП 5804–91 и ГОСТ Р50723–94, а на внешний рынок — по МЭК60825–1 (2001).

## 1.2. Твердотельные лазеры

Твердотельными называют лазеры, активная среда которых представляет собой диэлектрический кристалл или стекло, в которые введены (в виде примеси) специальные ионы, играющие роль активных центров. В твердотельных лазерах применяется только оптическая накачка, при которой происходит возбуждение активных центров за счет поглощения излучения от специального источника света (источника излучения накачки). В качестве таких источников используются газоразрядные импульсные лампы, лампы непрерывного горения (газоразрядные и накаливания), искровые разрядники, пламя. Источником накачивающего излучения может служить также вспомогательный лазер.

Чтобы оптическая накачка была эффективной, необходимо выполнение двух условий. Во-первых, уровень возбуждения активного центра должен иметь достаточно большую ширину. Иначе говоря, линии поглощения накачивающего излучения должен соответствовать относительно широкий участок на шкале частот (шкале длин волн). Во-вторых, необходимо, чтобы максимум линии поглощения активного центра попадал в область спектра частот накачивающего излучения, характеризующуюся высокой интенсивностью. Только при выполнении этих условий оптическая накачка может стать достаточно эффективной; в противном случае доля полезно расходуемой мощности накачивающего излучения будет незначительной.

В твердотельных лазерах оба указанных условия выполняются. Для твердотельных активных сред ширина линии (полосы) поглощения порядка

0,1 мкм. Подбирая для каждого конкретной лазера излучение накачки с соответствующим спектром, часто удается добиться того, чтобы возбуждался практически лишь уровень возбуждения активного центра (или определенная группа уровней, играющая роль «уровня возбуждения»).

Рассмотрим твердотельный лазер. В твердотельном активном элементе различают матрицу (основу) и введенный в матрицу в виде примеси активатор (активные центры). Используются как кристаллические, так и аморфные (стеклянные) матрицы. В настоящее время эффект вынужденного испускания обнаружен примерно у 300 диэлектрических кристаллов, активированных примесями ионов переходных групп. Наиболее широко используются так называемые оксидные кристаллы с упорядоченной структурой. К ним относятся, в частности, кристалл окиси алюминия ($A1_20_3$), активированный ионами хрома ($Cr^{3+}$), а также кристалл иттрий-алюминиевого граната ($Y_3Al_5O_{12}$), активированный йодами неодима ($Nd^{3+}$). Первый кристалл есть активный элемент лазера на рубине, а второй — лазера на гранате с неодимом. Также довольно широко используется твердотельный лазер на иттриево-алюмо-гранатовом кристалле с ионами эрбия ($Er^{3+}$). Указанные лазеры являются, пожалуй, наиболее широко применяемыми твердотельными лазерами.

### 1.2.1. Рубиновый лазер

Данный лазер был разработан в 1960 году Т. Мейманом. Активной средой являлся кристалл рубина с примесью 0,05% хрома. На рис. 3 представлен рубиновый лазер, где: 1 — корпус; 2 — рубиновый стержень; 3 — ксеноновая лампа накачки; 4 — излучение; 5 — конденсатор; 6 — ключ; 7 — источник постоянного напряжения.

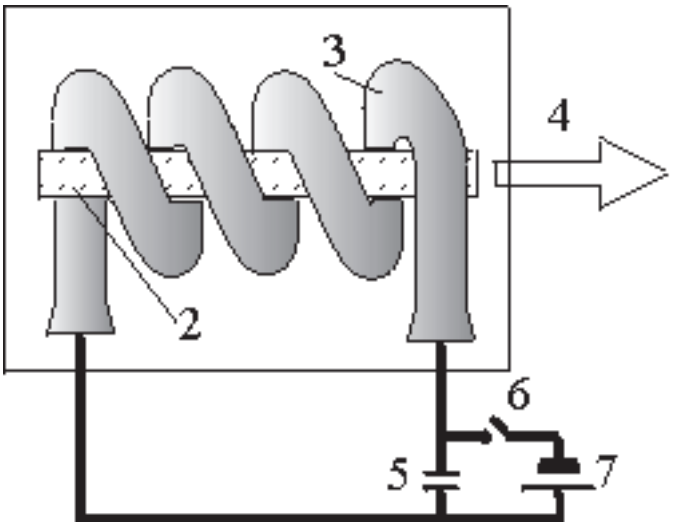


Рис. 3. Схема рубинового лазера

Рубиновый стержень помещен внутри импульсной спиральной лампы, являющейся источником возбуждающего излучения. Атомы хрома, поглощая излучение длиной волны 560 нм, содержащееся в спектре излучения лампы, переходят с основного уровня на возбужденный. Время жизни атомов хрома на возбужденном уровне мало. Поэтому большая часть возбужденных атомов совершает переходы на второй возбужденный уровень (метастабильный). Лавинный переход с данного уровня на основной ведет к массовому испусканию фотонов.

Мощность светового излучения рубинового лазера может быть более $10^9$ Вт.

### 1.2.2. Nd:YAG-лазер

Nd:YAG-лазер является на сегодняшний день наиболее широко используемым в медицине твердотельным лазером. Он имеет широкий спектр применения в различных отраслях хирургии. Существенными преимуществами его являются простота и компактность конструкции и высокая средняя мощность излучения. Эффективность Nd:YAG лазера выше, чем эффективность аргонового лазера. Обзор механизмов потерь в Nd:YAG-лазере показан на рис. 4.

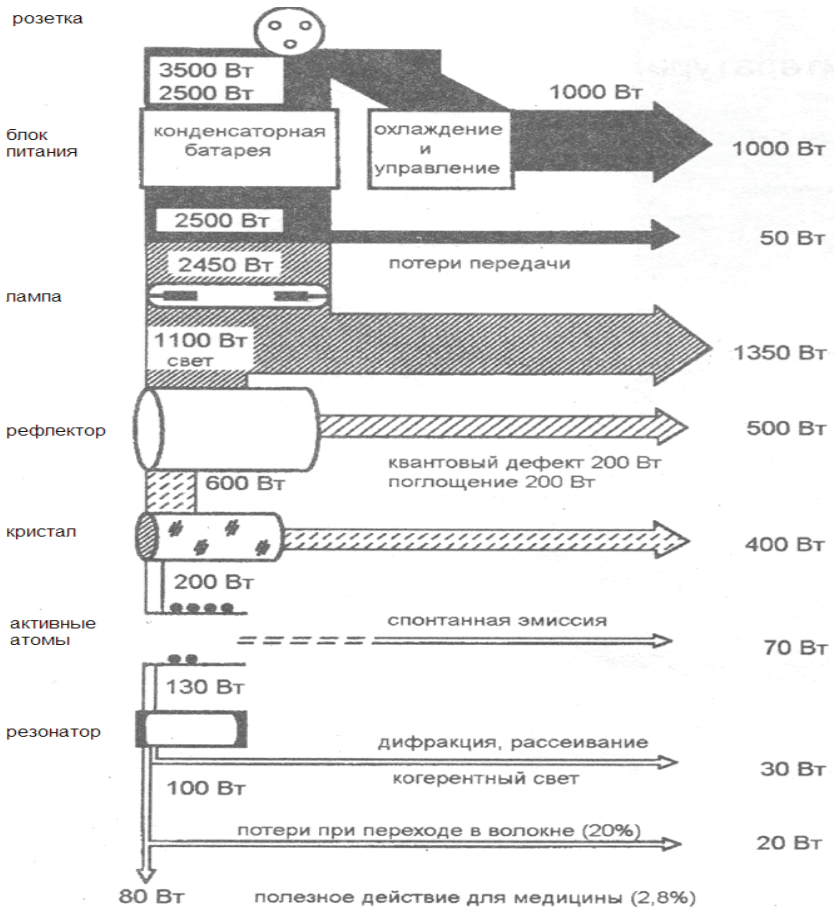


Рис. 4. Схематическое изображение потерь Nd:YAG-лазера

Генерация осуществляется на переходах ионов неодима ($Nd^{3+}$), которые вводятся в различные кристаллы основного материала. Среди различных исследованных кристаллов выделяется $Y_3Al_5O_{12}$ — алюмо-иттриевый гранат (YAG). Он имеет относительно высокую теплопроводность, выше, чем другие кристаллы основного материала с $Nd^{3+}$, большую механическую стабильность, хорошие оптические свойства и может быть выращен с адекватными размерами. Изготавливаемые в настоящее время кристаллы имеют длину до 150 мм. В лазерах стержни кристалла имеют типичный диаметр 3–7 мм и длину 9–150 мм. Ионы $Nd^{3+}$ вводятся в YAG-кристаллы в концентрации до 1,5 объемных процентов. Более высокое содержание легирующей примеси трудно обеспечить из-за различных объемов ионов $Nd^{3+}$ и $Y^{3+}$.

Хотя были найдены другие кристаллы основного материала, которые по некоторым свойствам превосходят материал YAG, но лишь немногие из них имеют такую совокупность преимуществ, как YAG.

Nd: YAG-лазер является лазером с четырьмя уровнями. На рис. 5 показаны расположение энергетических уровней и лазерный переход в Nd: YAG-лазере.

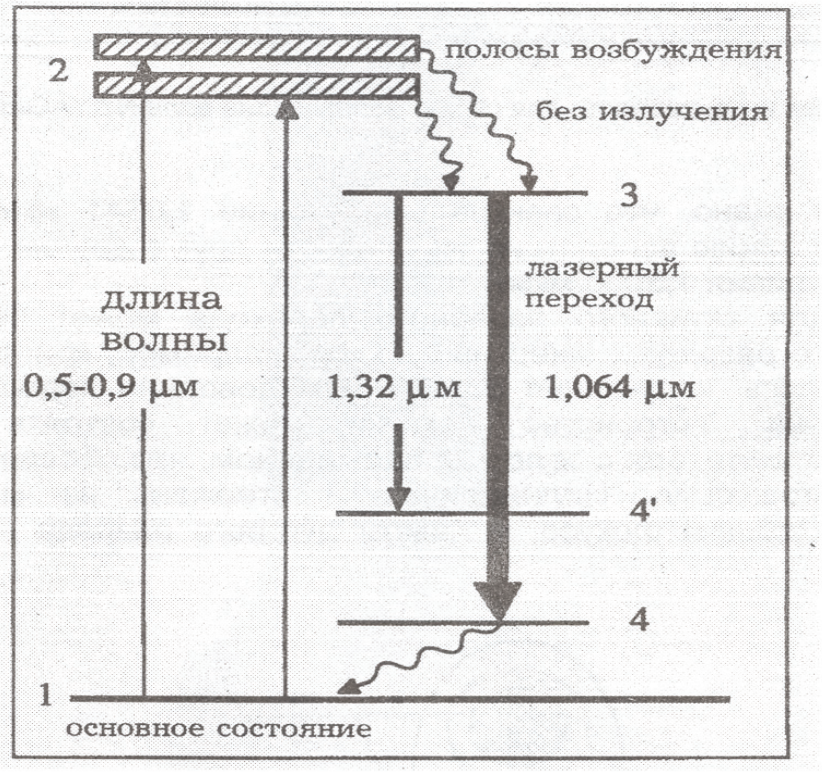


Рис. 5. Расположение энергетических уровней и лазерный переход

Сначала ионы $Nd^{3+}$ находятся на основном уровне 1. Вследствие поглощения света ламп накачки они возбуждаются в состояние полос возбуж-

дения 2. Вследствие быстрых безызлучательных переходов населяется верхний метастабильный (долгоживущий) лазерный уровень 3. Таким образом, возникает инверсия населенности на переходе 3–4, дающая возможность лазерной генерации на длине волны 1,064 мкм в ближней ИК области спектра.

Накачка для активного лазерного перехода может быть выполнена лампами дугового разряда с инертным газом (например, криптон или ксенон), поскольку их полосы испускания 0,5–0,9 мкм довольно хорошо совпадают с уровнями накачки. Устройство накачки (рис. 6) может состоять из двойного эллиптического отражателя с золотым напылением, что обеспечивает высокий коэффициент отражения. Цилиндрический стержень из материала YAG располагается в общем фокусе, а лампы дугового разряда — в двух других фокусах.

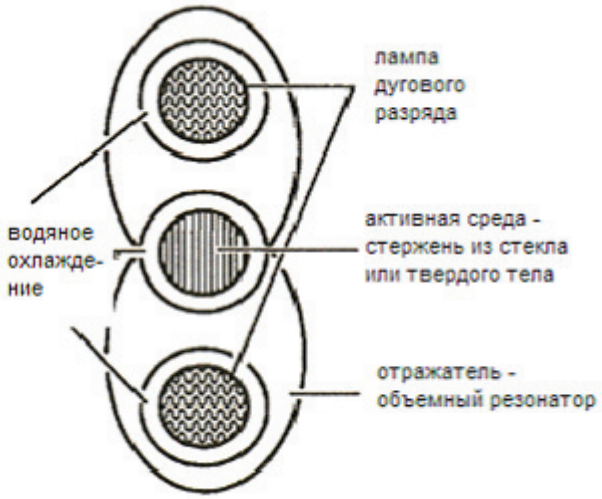


Рис. 6. Устройство накачки Nd:YAG-лазера с эллиптическим отражателем

С помощью такого устройства можно обеспечить высокий КПД накачки. Система охлаждается путем циркуляции дистиллированной воды вокруг стержня и ламп. Альтернативой данному решению является накачка другими лазерами (например, диодными лазерами, с длиной волны около 805 нм). Этим способом можно реализовать в диапазоне мощности 0,1-10 Вт КПД более 15%.

Существуют различные виды конструкции резонатора: в большинстве случаев активная среда одновременно служит оптическим резонатором. Зеркала резонатора напыляются непосредственно на торцах кристаллического стержня. Одно из зеркал имеет высокий коэффициент отражения, основная часть лазерного света выходит со стороны с низким отражением. Недостаток состоит в том, что в резонатор нельзя поместить дополнительные оптически активные элементы.

Второй вид основан на применении открытого (внешнего) резонатора. При этом можно влиять на поле излучения в резонаторе посредством диа-

фрагм, модуляторов или оптических затворов. Nd: YAG-лазеры работают как в импульсном, так и непрерывном режиме и дают среднюю выходную мощность до 1000 Вт.

В импульсных лазерах применяются в основном ксеноновые газоразрядные лампы. Благодаря модуляции добротности достигается типичная энергия импульсов в несколько джоулей. Лампы-вспышки имеют ресурс более $10^7$ импульсов.

В лазерах с непрерывной накачкой также может быть модулирована добротность. При этом возможна более высокая частота повторения импульсов, до уровня МГц, в отличие от Nd: YAG-лазеров в импульсном режиме, у которых достижимая частота повторения импульсов почти на три порядка ниже. Из-за незначительной эффективности мощность и энергия импульсов при непрерывной накачке значительно ниже. Постоянную мощность накачки получают до частоты повторения импульсов, которая примерно соответствует времени жизни верхнего лазерного уровня (для Nd: YAG около 250 мкс). При увеличении частоты падает мощность, так как между отдельными импульсами формируется недостаточная инверсия населенности.

В качестве модуляторов добротности при импульсной накачке часто используют электрооптические затворы (ячейки Поккельса), а при непрерывной накачке — акустооптические затворы с очень высоким пропусканием. Остается еще упомянуть, что с помощью синхронизации мод могут быть генерированы последовательности из очень коротких импульсов с длительностью намного меньшей 1 нс.

Благодаря установке в резонатор спектрально-селективных элементов обеспечивается генерация Nd: YAG-лазера и на других длинах волн. Кроме того, с помощью нелинейных оптических кристаллов можно генерировать более высокие гармоники (основная гармоника — 1064 нм), т. е.: 2-ая гармоника — 532 нм; 3-я гармоника — 355 нм; 4-ая гармоника — 266 нм.

Nd: YAG-лазеры вслед за $CO_2$-лазерами пришли в медицину как в качестве хирургических, так и терапевтических.

Глубина проникновения излучения Nd: YAG-лазера в биоткани равна 6–8 мм и довольно сильно зависит от ее типа. Это означает, что для достижения такого же режущего или испаряющего эффекта, как у $CO_2$-лазера, для Nd: YAG-лазера требуется в несколько раз более высокая мощность излучения. А во-вторых, происходит значительное повреждение подлежащих и окружающих лазерную рану тканей, что отрицательно сказывается на послеоперационном ее заживлении, вызывая различные осложнения, типичные для ожоговой реакции: рубцевание, стеноз, стриктура и т. п.

Предпочтительная сфера хирургического применения Nd: YAG-лазера — это объемная и глубокая коагуляция в урологии, гинекологии, онкологические опухоли, внутренние кровотечения и т. п. как в открытых, так

и в эндоскопических операциях. Важно помнить, что излучение данного типа лазера невидимо и опасно для глаз даже в малых дозах рассеянного излучения.

Использование в Nd: YAG-лазере специального нелинейного кристалла КТР (калий-титан-фосфат) позволяет удваивать частоту излучаемого лазером света. Получаемый таким образом КТР-лазер, излучающий в видимой зеленой области спектра на длине волны 532 нм, обладает способностью эффективно коагулировать кровенасыщенные ткани и используется в сосудистой и косметической хирургии.

### 1.2.3. Ho:YAG-лазер

В Ho:YAG-лазере (гольмиевом лазере) в качестве активной среды используется кристалл с ионами гольмия.

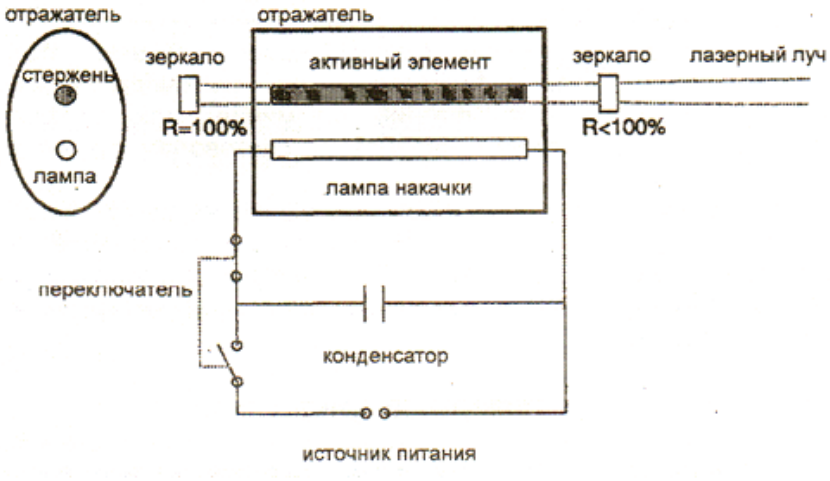


Рис. 7. Принципиальная схема Ho:YAG-лазера

Принципиальная схема Ho: YAG-лазера представлена на рис. 7. В гольмиевом лазере генерация происходит при переходе с уровня $^5I_7$ на уровень $^5I_8$ $Ho^{3+}$-иона (рис. 8). При этом верхний лазерный уровень заселяется при безызлучательном переходе $Tm^{3+}$-иона с уровня $^3H_4$. То есть и при наличии $Ho^{3+}$- иона нижний лазерный уровень содержится в основном в мультиплетном состоянии. Следовательно, и этот вариант можно рассматривать как трехуровневую лазерную систему, чей нижний лазерный уровень заселен термическим способом.

Кристалл алюмоиттриевого граната, активированный ионами гольмия (Ho: YAG), способен генерировать лазерное излучение на длине волны 2,1 мкм, которое хорошо поглощается биотканью. Глубина его проникновения в биоткань составляет около 0,4 мм, т. е. сравнима с $CO_2$-лазером. Поэтому гольмиевый лазер обладает применительно к хирургии всеми пре-

имуществами $CO_2$-лазера. Но двухмикронное излучение гольмиевого лазера в то же время хорошо проходит через кварцевое оптическое волокно, что позволяет использовать его для удобной доставки излучения к месту хирургического вмешательства. Это особенно важно, в частности, для проведения малоинвазивных эндоскопических операций.

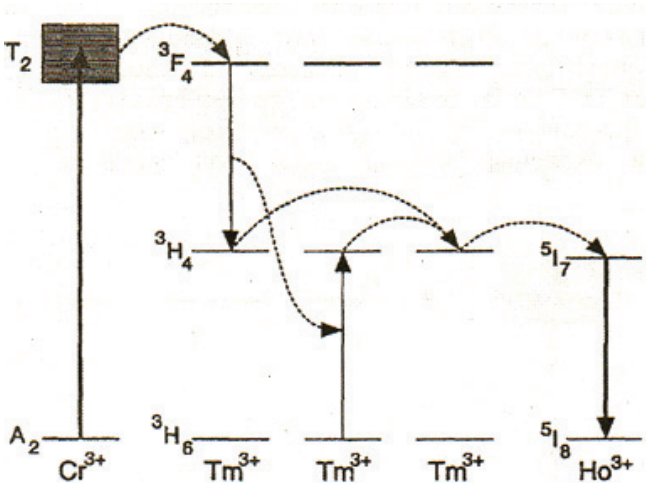


Рис. 8. Схема энергетических уровней $Ho^{3+}$-иона

Типичные выходные параметры гольмиевого лазера: средняя выходная мощность 5 – 100 Вт, максимальная энергия излучения – до 6 Дж, частота повторения импульсов – до 40 Гц, длительность импульса – около 500 мкс.

Излучение гольмиевого лазера хорошо коагулирует сосуды размером до 0,5 мм, что вполне достаточно для большинства хирургических вмешательств. Двухмикронное излучение к тому же вполне безопасно для глаз. Сочетание физических параметров излучения Ho:YAG-лазера оказалось оптимальным для целей хирургии, что позволило ему найти многочисленные применения в самых различных областях медицины.

### 1.2.4. Er:YAG-лазер

Принципиальная схема Er:YAG-лазера (эрбиевого лазера) аналогична схеме гольмиевого лазера, представленной на рис. 7. В зависимости от используемой основной решетки возможна генерация в диапазоне длин волн от 2,6 мкм до 3 мкм. Так, например, наибольшая интенсивность лазерных линий достигается для Er:YAG-лазера при длине волны 2,94 мкм.

Лазерный переход происходит между уровнями $^4I_{11/2}$ и $^4I_{13/2}$ $Er^{3+}$ иона (рис. 9). Заселение верхнего уровня происходит путем поглощения широкой полосы излучения накачки в $^4T_2$-полосе $Cr^{3+}$-иона с последующим безызлучательным переходом на уровень $^4I_{9/2}$ $Er^{3+}$-иона или, если отсутствуют примеси $Cr^{3+,}$ непосредственно на уровень $^4I_{9/2}$ $Er^{3+}$-иона. Оттуда ион переходит

на верхний лазерный уровень. Основное состояние $Er^{3+}$-иона $^4I_{15/2}$ – уровень. Поэтому описываемый лазер является системой с четырьмя уровнями. Следующий процесс, который ведет к заселению верхнего лазерного уровня, продемонстрирован на рис.9 для трех правых схем уровней.

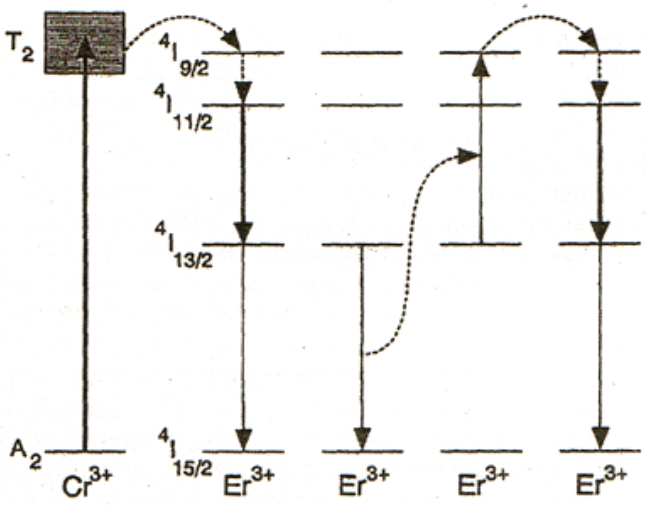


Рис. 9. Схема энергетических уровней $Er^{3+}$-иона

Энергия, высвобождаемая при релаксации иона с нижнего уровня на основной, передается другому иону, находящемуся на нижнем уровне, вследствие чего этот ион поднимается на уровень $^4I_{9/2}$, откуда, как и прежде, достигает верхнего лазерного уровня. Этот дополнительный механизм возбуждения называется «конверсией вверх».

### 1.3. Газоразрядные лазеры

Газоразрядными называются лазеры, в которых активной средой является газ, смесь нескольких газов или смесь газа с парами металла. Особенностью активной среды, находящейся в газовой фазе, является ее высокая оптическая однородность, дающая возможность применять большие оптические резонаторы и получать высокую направленность и монохроматичность излучения. Другая особенность такой активной среды — ее малая плотность, вследствие чего энергетический спектр активных частиц (атомов, ионов, молекул) не искажается из-за взаимодействия с соседними активными частицами. Поэтому энергетические уровни в спектре газов узкие, что позволяет сосредоточить энергию излучения газового лазера в нескольких или даже в одной модах.

При соответствующем выборе активной среды в газоразрядных лазерах можно осуществить генерацию в любой части спектра — от ультрафиолетовой до инфракрасной области.

К данной группе оптических квантовых генераторов относятся ионные, молекулярные лазеры и лазеры на атомных переходах.

### 1.3.1. Ионные лазеры

Активным веществом данных лазеров может быть инертный газ (аргон, гелий, криптон, неон), пары различных химических элементов (кадмия, селена, цинка, йода), а также ионы фосфора, серы, хлора, брома и других элементов. Всего излучение получено на ионах 29 элементов.

Аргоновый лазер является примером ионного лазера, в котором активной средой служит инертный газ. Принципиальная схема аргонового лазера показана на рис. 10.

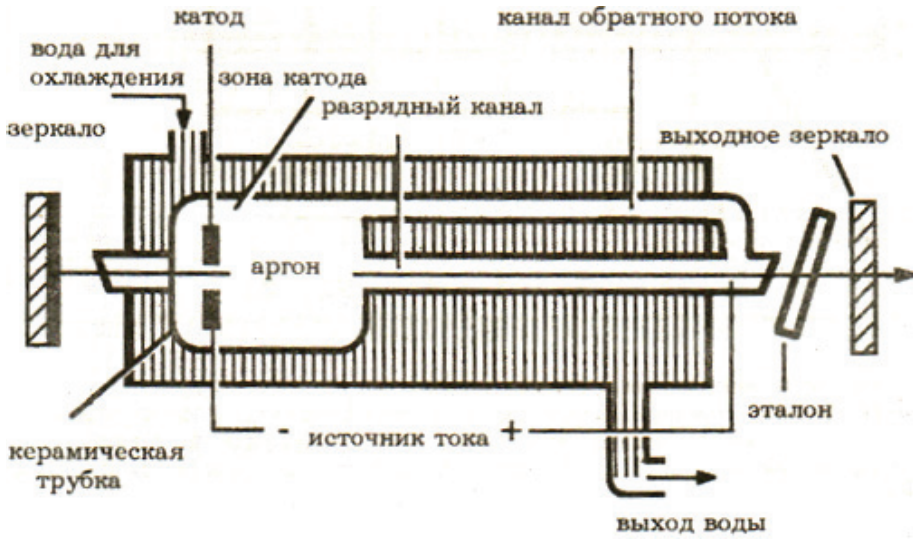


Рис. 10. Принципиальная схема аргонового лазера

Газ в аргоновом лазере содержится под давлением около 0,5 мбар в плазменной трубке с внутренним диаметром около 3 мм. Лазерные трубки должны иметь хорошую теплопроводность и прочность по отношению к ударному воздействии ионов. Наряду с кварцем применяются такие материалы, как графит или окись бериллия. Магнитные катушки, расположенные вокруг разрядной трубки, концентрируют плазму в центре трубки. Подробное устройство газоразрядного лазера показано на рис. 11, где 1 — зеркало резонатора; 2 — газоразрядная трубка; 3 — окно Брюстера; 4 — канал разряда; 5 — канал обратного потока; 6 — катод; 7 — анод; 8 — источник тока для разряда; 9 — катушка магнита; 10 — источник тока для магнитного поля; 11 — шайбы из графита или окиси бериллия; 12 — вода для охлаждения.

Благодаря магнитным катушкам уменьшается ударная нагрузка на трубки и одновременно повышается эффективность лазерного процесса.

Так как разряд происходит в узкой разрядной трубке по типу ионного насоса, то ионы аргона концентрируются перед анодом и отсутствуют в катодном пространстве, что препятствует повторному возбуждению.

Для обеспечения непрерывной работы лазера, кроме разрядного канала, необходим канал обратного потока, по которому газ может возвращаться к катоду. Для селекции длины волны в резонатор можно поместить эталон или дисперсионную призму.

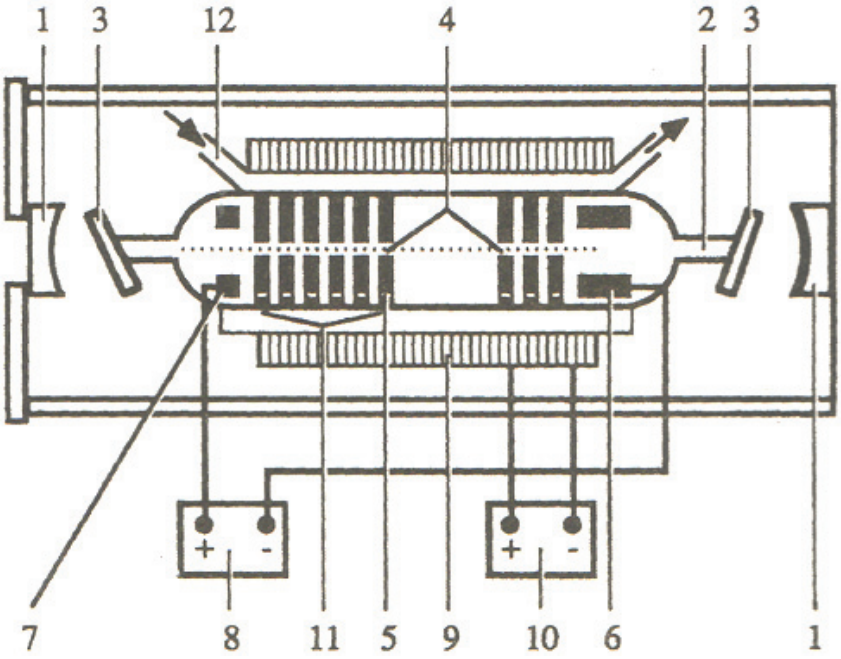


Рис. 11. Устройство газового ионного лазера в деталях

Схема энергетических уровней лазера на ионах аргона показана на рис. 12. Первым ударом электронов (е-удар) ионизируются атомы аргона, второй удар электронов переводит ион аргона из основного состояния в более высокие возбужденные состояния. Переходы из этих возбужденных состояний аргона на уровни $4s^2p$ приводят к эмиссии лазерного излучения.

Атомы аргона ионизируются в электрическом разряде посредством удара электронами, возникшие ионы аргона возбуждаются повторным ударом электронов из основного состояния иона к переходу на более высокие энергетические уровни. Эффективное поперечное сечение этого второго процесса возбуждения очень незначительно, для его поддержания требуется высокая плотность потока электронов. По этой причине катодное пространство имеет больший диаметр, чем остальная часть разрядной трубы (см. рис. 10). Описанным выше образом населяются различные возбужденные состояния иона аргона ($4p^4D^0$, $4p^2D^0$, $4p^2p^0$, $4p^2\ S^0\ 1/2$), а переходы для этих уровней на уровень $4s^2p1/2$ или $4s^2p3/2$ вызывают эмиссию лазерного излучения.

Генерация может происходить на ряде дискретных длин волн в пределах 350-530 нм. На две самые сильные линии - 488 нм (в голубой области спектра) и 514,5 нм (в зеленой области спектра) приходится до 15 Вт выходной мощности. Атомы аргона с двойной ионизацией могут излучать лазерные линии в ближней УФ области спектра на 351 или 363 нм.

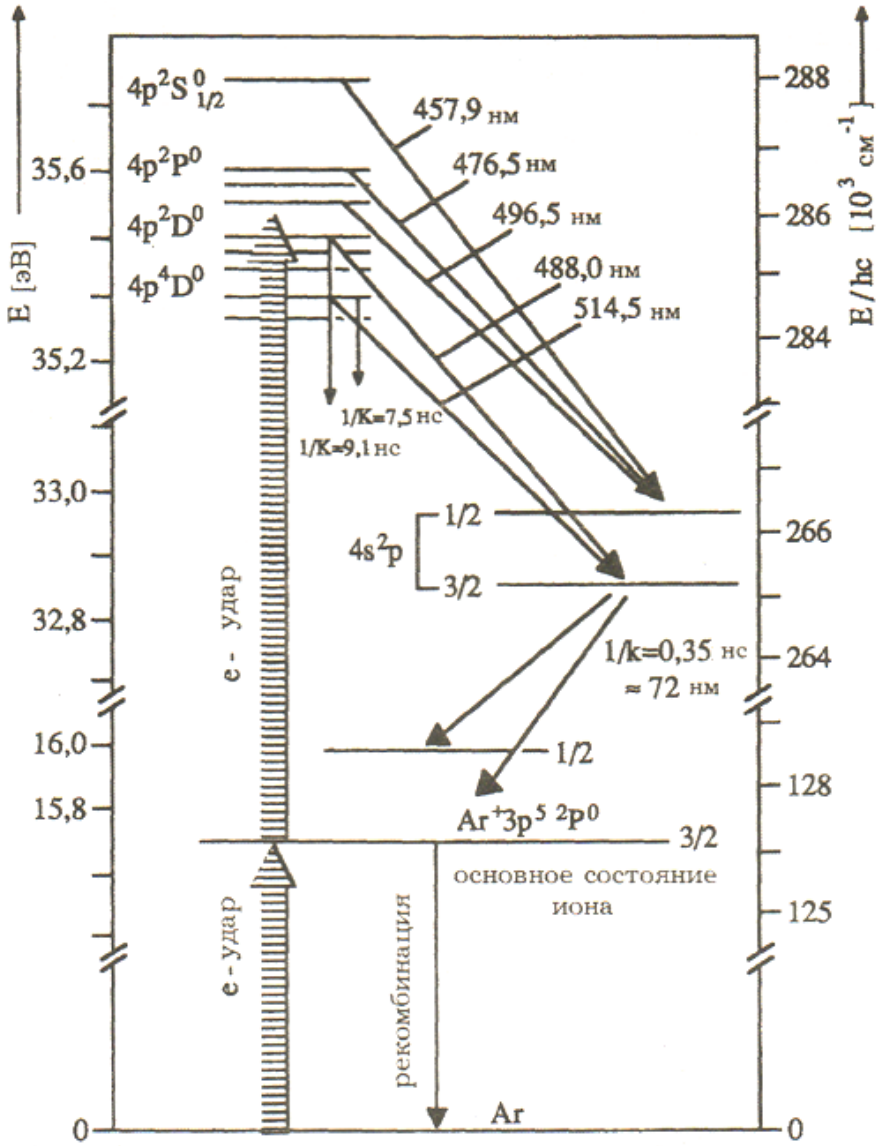


Рис. 12. Схема энергетических уровней лазера на ионах аргона

Подача энергии осуществляется стационарным электрическим разрядом. КПД аргонового лазера низкий (около 0,001%), и возникает много неиспользованного тепла, которое должно отводиться посредством водяного охлаждения.

Лазер на ионах криптона работает по тому же принципу.Он также излучает на нескольких длинах волн. Имеются в распоряжении лазерные линии в спектральном диапазоне от 350 до 800 нм. Наиболее интенсивные

линии – 530,9 нм (в зеленой области спектра), 568,2 нм (в зелено-желтой области) и 676,4 нм (в красной области спектра). Предельная мощность криптонового лазера (5-10 Вт) меньше, чем у лазера на ионах аргона (до 30 Вт).

Большим достоинством газоразрядных лазеров является их способность работать как в непрерывном, так и в импульсном режимах. При применении акустооптических модуляторов можно генерировать импульсы света в пикосекундном диапазоне. Ионные лазеры относительно дорогие, сравнительно виброустойчивые, а ресурс их лазерной трубки составляет 1000-10000 часов работы.

### 1.3.2. Лазеры на атомных переходах

В лазерах на нейтральных атомах основным механизмом возбуждения является неупругое столкновение электрона с атомом (столкновения 1-го рода). Этот механизм используют для возбуждения атомов нона, аргона, криптона и ксенона, а также паров свинца, марганца и меди. Другим важным механизмом возбуждения атомов является неупругое столкновение возбужденных атомов одного газа с атомами другого (столкновения 2-го рода). Типичным лазером на нейтральных атомах является гелий-неоновый лазер (He-Ne), дающий непрерывное излучение в красной области (632.8нм). В нём используется смесь гелия и неона в соотношении 10:1, содержащуюся в стеклянной трубке под низким давлением (обычно 1 мБар). Индуцированное излучение создается атомами неона, а атомы гелия участвуют лишь в передаче энергии к атомам неона.

.

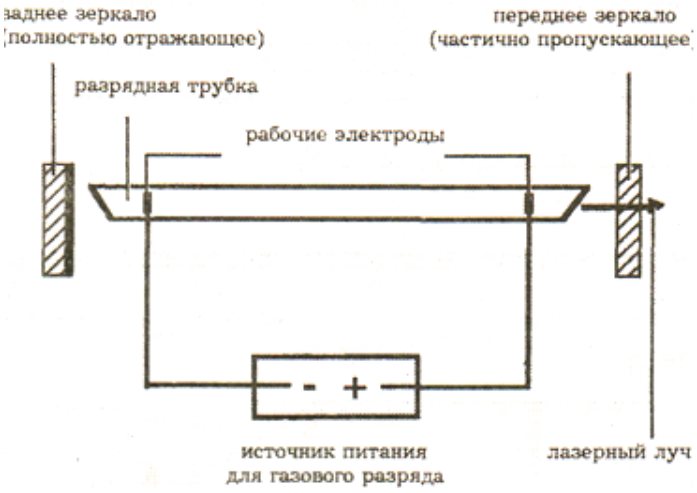


Рис. 13. Принципиальная схема гелий-неонового лазера

Принципиальная схема He-Ne-лазера показана на рис. 13. Зеркала резонатора могут быть установлены прямо на разрядной трубке. При ударе атомов лазерных газов о зеркала резонатора возможно их повреждение. Для

предотвращения этого зеркала резонатора монтируются отдельно от разрядной трубки. Если лазерная трубка замыкается «окном Брюстера» так, как показано на рис. 14, то одно направление лазерного излучения усиливается без потерь, а другие направления поляризации подавляются.

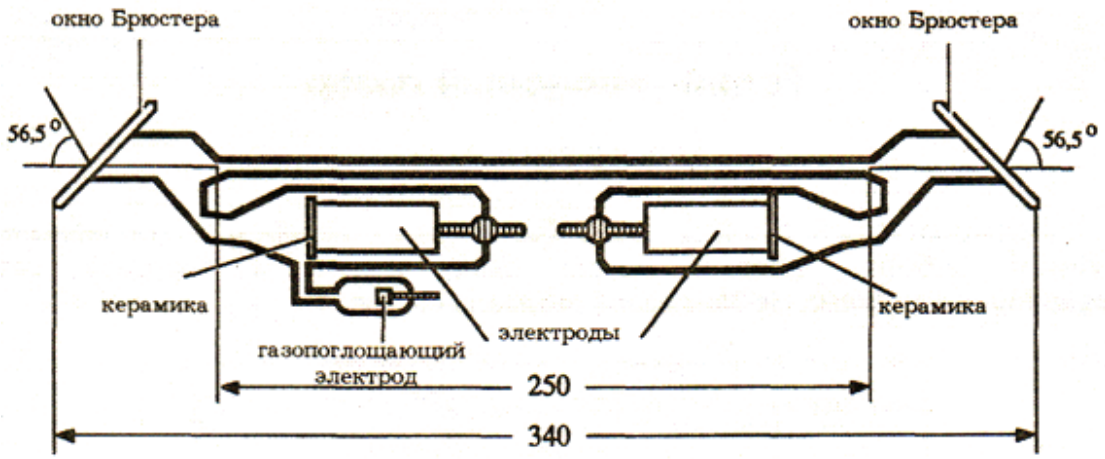


Рис. 14. Типичная схема разрядной трубки с окнами Брюстера

На рис. 15 показана схема энергетических уровней гелий-неонового лазера. Подача энергии осуществляется через электрический разряд: атомы гелия вследствие удара электронов возбуждаются на метастабильные уровни $2^1s$ и $2^3s$ и передают свою энергию при столкновении с атомами неона на энергетически близкие соседние уровни неона 3s и 2s. Так как названные энергетические уровни неона и гелия почти идентичны, то эта передача энергии осуществляется с высоким КПД. Этот вид передачи энергии называется также “столкновением второго рода”.

Энергетические уровни 3s и 2s неона, которые таким образом населяются, расположены над более низкими, невозбужденными состояниями неона (например, 2 p и 3 p). Поэтому относительно этих уровней создается инверсия населенности, обеспечивающая эмиссию лазерного излучения.

Система He-Ne предлагает около 200 лазерных переходов, из которых только некоторые могут быть использованы в коммерческих лазерах.

Кроме известной красной лазерной линии 632,8 нм, имеется две линии инфракрасного диапазона 1152 и 3391 нм. В последнее время добились генерации также на других лазерных линиях, и теперь в продаже имеются He-Ne-лазеры, которые излучают в зеленой области спектра на длине волны 543 нм, в желтой — на длине волны 594 нм, в оранжевой — на длинах волн 604 и 612 нм. Длина волны 3391 нм конкурирует с линиями в видимой области спектра. Поэтому обычно пытаются подавить линию 3391 нм. Типичная выходная мощность He-Ne-лазера составляет 1 мВт для зеленой, желтой и оранжевой линий. На красной линии мощность выше — до 100 мВт.

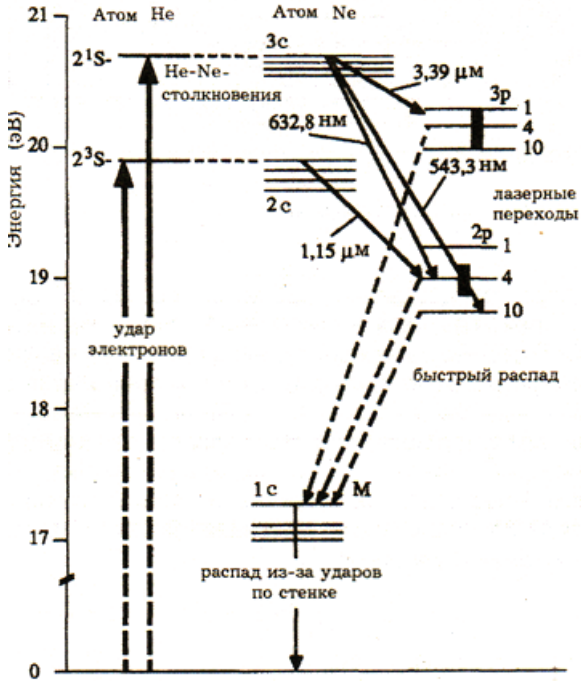


Рис. 15. Схема энергетических уровней He-Ne-лазера

He-Ne-лазеры работают в непрерывном режиме излучения. Хотя у них низкая выходная мощность, они надежны в эксплуатации, удобны и относительно недороги. He-Ne-лазеры отличаются чрезвычайно узкой шириной линии и отличным качеством излучения. Благодаря этим достоинствам они нашли очень широкое применение.

### 1.3.3. Молекулярные лазеры

Молекулярные лазеры излучают в инфракрасном диапазоне и обладают высокой эффективностью (КПД до 25%) и мощностью (до десятков кВт в непрерывном режиме). Рабочим веществом являются азот и углекислый газ в смеси с азотом и гелием. Инверсия населенности происходит под влиянием различных процессов (соударений молекул с быстрыми электронами, неупругих столкновений молекул различных газов в рабочей смеси). Лазеры на парах димера серы обладают уникальной особенностью: за счет большого числа метастабильных уровней эта молекула излучает одновременно на 15 длинах волн видимого диапазона. Поэтому луч такого лазера кажется белым.

Типичным молекулярным лазером является углекислотный ($CO_2$-лазер), который имеет самый высокий КПД (около 70%) из всех лазеров. Принципиальная схема $CO_2$ — лазера показана на рис. 16.

В качестве лазерной среды для $CO_2$-лазера применяется смесь гелия, азота и $CO_2$. Соотношение смеси составляет 4,5% $CO_2$, 13,5% $N_2$ и 82% He.

Газовая смесь лазера не является токсичной. В лазерном процессе непосредственно участвуют молекулы $N_2$ и $CO_2$. Гелий служит для повышения КПД лазерного процесса. Изготавливаются лазерные системы на $CO_2$ с замкнутым (отпаянным) или открытым контуром лазерного газа. Газовая смесь при замкнутом контуре выкачивается из резонатора и снова подается в резонатор после охлаждения или регенерации, благодаря чему обеспечивается большой срок эксплуатации. Система охлаждения или регенерации лазерного газа требует дополнительного электропитания и места. При открытом контуре газовая смесь $CO_2$-лазера проходит из газового баллона через лазерный резонатор и непрерывно прокачивается вакуумным насосом. Этот вариант $CO_2$-лазера потребляет много газа, но его проще реализовать технически.

Рис. 16. Принципиальная схема $CO_2$-лазера

Лазерный переход в углекислотном лазере (рис. 17) происходит между двумя колебательными состояниями молекулы $CO_2$. Точный процесс возбуждения можно изложить следующим образом.

Накачка молекулы $CO_2$ на верхний лазерный уровень происходит в основном путем передачи энергии от возбужденных молекул $N_2$. Молекулы азота, в свою очередь, предварительно возбуждаются электрическим разрядом и являются вследствие их долгого нахождения в возбужденном состоянии ($\tau$=0,1 с) хорошим накопителем энергии. Эта энергия эффективно передается от молекулы азота путем столкновений на верхний лазерный уровень молекулы $CO_2$. Небольшая часть молекул $CO_2$ может быть непосредственно накачана на верхний лазерный уровень соударением с электронами.

На верхнем лазерном уровне молекулы $CO_2$ С- и О-атомы колеблются на одной линии ассиметрично друг другу. Наиболее сильные лазерные линии $CO_2$-лазера, 10,6 мкм и 9,6 мкм генерируются при переходе в другие колебательные состояния. При переходе с верхнего лазерного уровня (v3) в симметричное колебание С- и О-атомов на одной линии (v1) излучается фотон с длиной волны 10,6 мкм.

При переходе с верхнего лазерного уровня (v3) в симметричное изгибное колебание молекулы $CO_2$ (v2) происходит эмиссия излучения с длиной волны 9,6 мкм. Благодаря дополнительному примешиванию гелия или водорода в газ лазера, во-первых, быстрее опустошается нижний лазерный уровень, а во-вторых, увеличивается образование возбужденных молекул азота. Технически достижимый КПД (отношение световой мощности к потребляемой электрической мощности) составляет около 30%. Поэтому уже можно создать лазеры на $CO_2$ с батарейным питанием, работающие в непрерывном режиме и имеющие мощность 8 Вт.

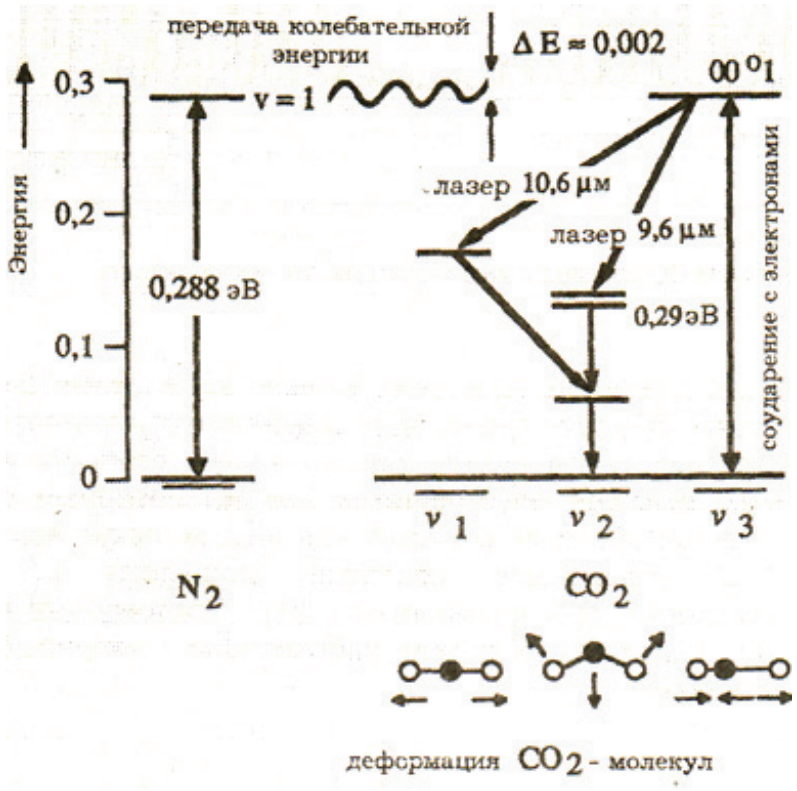


Рис. 17. Упрощенная схема уровней $CO_2$-лазера

Рассмотрим механизм возбуждения углекислотного лазера. $CO_2$-лазер, в зависимости от вида разряда, может работать в непрерывном или импульсном режиме (типичная продолжительность импульса 1 мкс). Обычные газовые лазеры на $CO_2$ возбуждаются либо разрядом постоянного тока (импульсно или непрерывно), либо током высокой частоты в МГц-диапазоне.

Преимущества высокочастотного возбуждения по сравнению с возбуждением постоянным током следующие:

- примерно в 10 раз меньше напряжение;
- повышенная безопасность;
- более высокая модуляционная способность > 10 кГц;
- более высокое качество луча;

- отсутствие износа электрода и, следовательно, продолжительный срок службы лазерного газа.

Недостатки:

- более высокая покупная цена.

В заключение поговорим о свойствах лазерного излучения углекислотного лазера. Для длин волн $CO_2$-лазера 10,6 мкм и 9,6 мкм в инфракрасной области спектра не применяются обычные оптические материалы — стекло и кварц, так как они имеют слишком большое поглощение в этом диапазоне длин волн. Прозрачные среды в этом диапазоне в большинстве случаев гигроскопичны (впитывают воду из окружающего пространства). В качестве оптических материалов для $CO_2$-лазеров используются германий, арсенид галлия, сульфат цинка, селенид цинка и многие щелочно-галоидные материалы. Но даже малейшее загрязнение линз приводит к их разрушению.

## 1.4. Полупроводниковые лазеры

Полупроводники имеют очень высокую чувствительность к внешним воздействиям. Их свойствами можно управлять в широких пределах, варьируя температуру или давление, воздействуя на них световым излучением или потоком заряженных частиц, а также вводя различные примеси. Полупроводниковые лазеры обладают большим КПД и перекрывают большой диапазон длин волн от инфракрасной до ультрафиолетовой.

Одним из методов получения инверсии населенности в полупроводниках является бомбардировка чистого полупроводника пучком быстрых электронов. Используя электронную накачку, удалось получить лазерный эффект во многих кристаллах. Монохроматичность и направленность излучения таких лазеров того же порядка, что и инжекционных лазеров. Сильные электрические поля могут создавать свободные носители в полупроводнике в процессе ударной ионизации. Эти свободные носители, ускоряясь в электрическом поле и взаимодействуя с валентными электронами, создают дополнительные свободные носители, в результате чего возникает лавинный пробой.

В лазерах с оптической накачкой чистый полупроводник возбуждается интенсивным источником света, энергия фотонов которого чуть больше ширины запрещенной зоны. Такие лазеры используются для научных исследований и в лабораториях.

В сравнении с твердотельными и газовыми полупроводниковые лазеры обладают меньшей когерентностью, направленностью (1–6°) и монохроматичностью луча (примерно 5 нм).

**Состояния электронов в беспримесном полупроводнике**. Энергия электрона в атоме (ионе, молекуле) принимает дискретные значения, кото-

рым соответствуют энергетические уровни. Когда атомы образуют кристаллическую решетку, электроны внешних тронных оболочек обобществляются кристаллом; энергия этих тронов изменяется непрерывно в пределах некоторого интервала значений или, иначе говоря, в пределах некоторой энергетической зоны. Каждой энергетической зоне соответствует конечное (хотя и очень большое — $10^{23}…10^{24}$) число электронных состояний. Напомним, что электроны относятся к фермионам; следовательно, в одном электронном состоянии может находиться не более одного электрона. Поэтому можно говорить о полном или частичном заполнении зоны электронами. Это заполнение происходит в направлении снизу вверх по шкале энергий, как если бы зона представляла собой набор примыкающих друг к другу уровней, последовательно занимаемых электронами (начиная от наиболее низко расположенных и кончая наиболее высоко расположенными).

В металлах энергетическая зона заполнена электронами примерно наполовину. В диэлектриках зона заполнена электронами полностью. При этом следующая энергетическая зона, расположенная выше по шкале энергий, вообще не содержит электронов. Если расстояние от верхнего края первой из упомянутых зон до нижнего края второй не слишком велико (около 2–3 эВ или меньше), то в этом случае возможны квантовые переходы электронов из нижней зоны в верхнюю за счет энергии теплового движения частиц. В результате в верхней зоне появляется сравнительно небольшое количество электронов; в то же время в нижней зоне до ее полного заполнения не хватает соответствующего числа электронов. Такая ситуация отвечает беспримесному полупроводнику.

Все интересные явления, наблюдаемые в беспримесных полупроводниках, связаны с квантовыми переходами электронов между нижней и верхней энергетическими зонами. Нижнюю зону называют валентной зоной, а верхнюю – зоной проводимости. Между этими зонами находится полоса запрещенных значений энергии, именуемая запрещенной зоной. Отсутствие электрона в валентной зоне удобно представлять как наличие в ней положительно заряженной частицы, ее называют дыркой. В беспримесном полупроводнике числа электронов в зоне проводимости и дырок в валентной зоне, очевидно, точно равны. Квантовый переход электрона через запрещенную зону снизу вверх можно рассматривать как генерацию электронно-дырочной пары – появление электрона в зоне проводимости и одновременное появление дырки в валентной зоне. Появившийся в зоне проводимости электрон проявляет тенденцию опуститься к нижнему краю зоны; дырка проявляет тенденцию подняться к верхнему краю валентной зоны. Наряду с переходами через запрещенную зону снизу вверх возможны также обратные переходы — сверху вниз. Электрон может совершить кван-

товый переход из зоны проводимости в валентную зону; этот процесс можно, очевидно, рассматривать как рекомбинацию электрона и дырки.

Рассмотрим оптические переходы в полупроводнике. Будем облучать полупроводник светом такой частоты, чтобы энергия фотонов равнялась ширине запрещенной зоны (или немного превышала эту ширину). Такой фотон может быть поглощен электроном, находящимся в валентной зоне вблизи ее верхнего края, в результате электрон совершит квантовый переход в зону проводимости (рис.18).

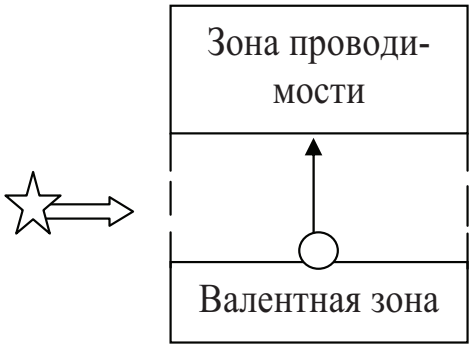


Рис.18. Переходы в беспримесном полупроводнике,
инициированные излучением – поглощение света

Практически с такой же вероятностью фотон может инициировать встречный процесс - переход в валентную зону электрона, находящегося в зоне проводимости вблизи её нижнего края; в результате родится еще один (вторичный) фотон, причем в том же состоянии, в каком находится первичный фотон (рис. 19). В первом случае речь идет о поглощении света в полупроводнике, а во втором – о вынужденном испускании света. Возможно также самопроизвольное возвращение электрона из зоны проводимости в валентную зону (спонтанное испускание света).

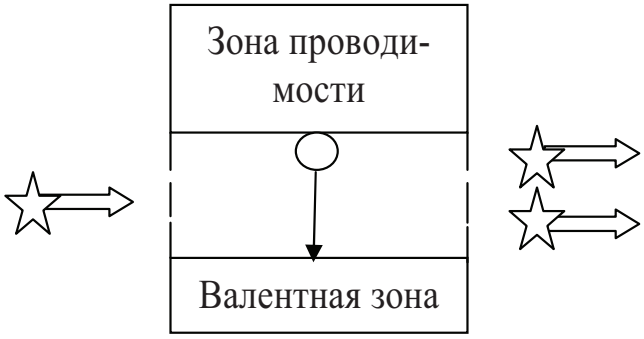


Рис.19. Переходы в беспримесном полупроводнике,
инициированные излучением – вынужденное испускание света

Вследствие теплового возбуждения из валентной зоны в зону проводимости переходит относительно небольшое число электронов; концентрация электронов в зоне проводимости даже у её нижнего края существенно меньше концентрации электронов в валентной зоне. В этом случае процессы поглощения света будут в значительной степени преобладать над процессами вынужденного испускания. Такой полупроводник поглощает проходящее через него излучение.

Для того чтобы полупроводник мог усиливать излучение, надо создать инверсию — сделать так, чтобы концентрация электронов вблизи нижнего края зоны проводимости была больше концентрации электронов вблизи верхнего края валентной зоны, В этом случае процессы вынужденного испускания света будут преобладать над процессами поглощения. Инвертированный полупроводник характеризуется достаточно высокой концентрацией электронов у нижнего края зоны проводимости и, соответственно, высокой концентрацией дырок у верхнего края валентной зоны. Такие полупроводники называют вырожденными. Могут быть полупроводники, вырожденные только по электронам проводимости или только по дыркам. В беспримесных полупроводниках возможно лишь одновременное вырождение — и по электронам проводимости, и по дыркам.

### 1.4.1. Беспримесные полупроводниковые лазеры

Инверсию в беспримесном полупроводнике можно создать различными способами. Например, используют оптическую накачку, облучая полупроводник светом такой частоты, чтобы энергия фотонов была больше ширины запрещенной зоны. Более широко применяется, однако, не оптическая накачка, а накачка электронным пучком. Быстрые электроны (с энергией около 50–100 кэВ), пролетая через полупроводник, инициируют переходы электронов валентной зоны в зону проводимости. Используются полупроводники — арсенид галлия (GaAs), сульфид кадмия (CdS), селенид кадмия (CdSe) и другие.

Больше половины своей энергии электроны, бомбардирующие полупроводниковый кристалл, тратят на его нагревание. Поэтому используются обычно достаточно короткие импульсы электронов, и, кроме того, применяется принудительное охлаждение кристалла. Вопрос об охлаждении полупроводниковых активных сред весьма принципиальный. Дело в том, что с повышением температуры электроны в зоне проводимости начинают заселять все более и более высокие уровни, в результате чего концентрация электронов у нижнего края зоны проводимости уменьшается. В то же время увеличивается концентрация электронов у верхнего края валентной зоны. Таким, образом, уменьшается степень инверсной ценности состояний, что

приводит к уменьшению коэффициента усиления и, как следствие, к повышению порога генерации. Многие полупроводниковые материалы генерируют лазерное излучение лишь при достаточно низких температурах. Так, арсенид галлия требуется обычно охлаждать до 80 К. Сульфид кадмия и селенид кадмия охлаждают в отдельных случаях до температуры жидкого гелия (до 4,2 К).

Различают два типа полупроводниковых лазеров, накачиваемых электронным пучком — лазеры с поперечной накачкой и с продольной накачкой. В первом типе лазеров электронный пучок и генерируемое излучение распространяются во взаимно перпендикулярных направлениях. Пучок электронов падает нормально на одну из граней полупроводникового кристалла, имеющего форму прямоугольного параллелепипеда; две другие противоположные грани этого параллелепипеда отполированы и представляют собой зеркала оптического резонатора (рис. 20 а).

В лазерах с продольной накачкой (называемых также лазерами с излучающим зеркалом) в качестве зеркал резонатора используются не грани полупроводникового кристалла, а внешние зеркала. Активная среда в таких лазерах представляет собой тонкий слой полупроводника, нанесенный на прозрачную подложку с хорошей теплопроводностью (например, на пластинку из сапфира). На рис. 20 б показана схема лазера с продольной накачкой, направление электронного пучка совпадает с осью резонатора (и, следовательно, с направлением генерируемого излучения). В схеме на рис. 20 в электронный пучок падает на принудительно охлаждаемый полупроводниковый слой под некоторым углом к оси резонатора. Применение схем с продольной накачкой дозволяет улучшить отвод тепла от полупроводника и увеличить его рабочий объем.

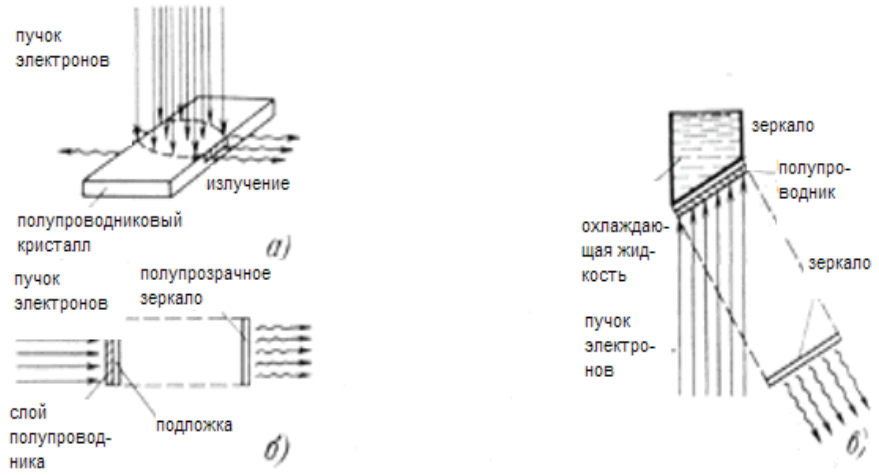


Рис. 20. Схемы полупроводниковых лазеров, возбуждаемых электронным пучком: а – с поперечной накачкой; б – с продольной накачкой (1-й вариант); в – с продольной накачкой (2-й вариант)

Лазер на сульфиде кадмия (CdS) генерирует излучение с длиной волны 490 нм; КПД лазера равен 25%.

Рассмотрим вырожденные n-полупроводники и p-полупроводники. До сих пор рассматривались чистые (беспримесные) полупроводники. Внесение в полупроводниковый кристалл тех или иных примесей существенно изменяет его свойства. Примеси бывают разные. Атомы одних примесей легко отдают в зону проводимости кристалла по одному из своих электронов (донорные примеси); атомы других примесей, напротив, захватывают по одному из электронов, которые были обобществлены кристаллом и находились в валентной зоне (акцепторные примеси).

В энергетической схеме примесным атомам соответствует энергетический уровень (так называемый примесный уровень), располагающийся внутри запрещенной зоны. На рис. 21 представлена схема для полупроводника с донорной примесью.

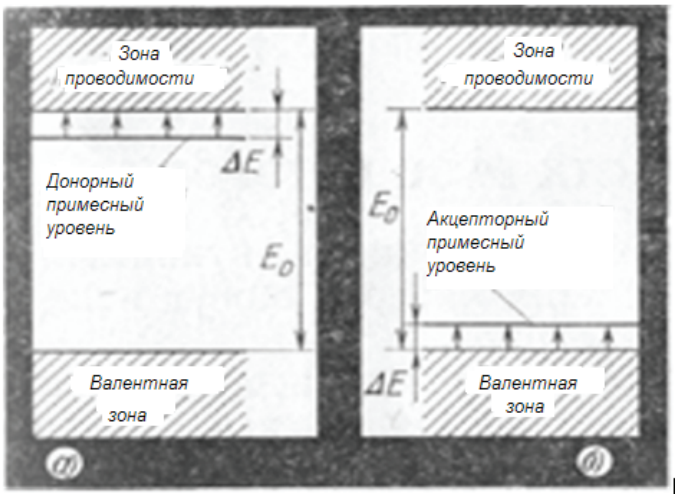


Рис. 21. Энергетические схемы для полупроводников с донорными (n-полупроводник) и с акцепторными (p-полупроводник) примесями

Примесный уровень находится в запрещенной зоне на расстоянии E от нижнего края зоны проводимости. Расстояние E имеет порядок 0,01 эВ, т.е. примерно в 100 раз меньше ширины $E_0$ запрещенной зоны.

### 1.4.2. Инжекционные лазеры

Для создания инверсии заселенностей в полупроводниковой активной среде можно привести в контакт друг с другом два вырожденных полупроводника разного типа (n-полупроводник и p-полупроводник). Такой контакт называют p-n переходом. Приложим к p-n переходу электрическое напряжение, как показано на рис. 22. Под действием поля электроны проводимости из n-полупроводника будут инжектироваться в область p-n перехода; одновре-

менно в эту же область будут инжектироваться дырки из p-полупроводника. В области p-n перехода будут происходить переходы электронов из зоны проводимости в валентную зону (рекомбинация электронов проводимости и дырок), на которых при наличии оптического резонатора может быть реализована лазерная генерация.

Таков принцип действия полупроводниковых лазеров, называемых инжекционными лазерами. Наиболее широко применяется инжекционный лазер на GaAs. Вырожденный n-полупроводник получается при внесении в арсенид галлия примеси теллура; концентрация примеси 3 …5*$10^{18}$ $см^{-3.}$ Вырожденный p-полупроводник получается при внесении в GaAs примеси цинка, концентрация примеси $10^{19}$ $см^{-3.}$ Генерация осуществляется на длинах волн от 0,82 мкм до 0,9 мкм (инфракрасное излучение).

В инжекционном лазере на GaAs зеркалами оптического резонатора служат отполированные грани кристалла, ориентированные перпендикулярно к плоскости, по которой контактируют друг с другом n-полупроводник и p-полупроводник (плоскости p-n перехода). Инжекционный лазер отличается своей миниатюрностью — линейные размеры граней полупроводникового кристалла составляют всего 1 мм. Толщина излучающей области (области перехода) равна всего лишь 2 мкм. Мощность генерируемого излучения такого лазера порядка 10 мВт в непрерывном режиме, а в импульсном режиме она достигает 100 Вт. Наибольшие мощности реализуются при охлаждении до 4,2 К. Разработаны образцы, которые могут генерировать при комнатных температурах (мощность генерации при этом снижается). Инжекционные лазеры характеризуются высоким КПД, который может достигать 50 - 60%.

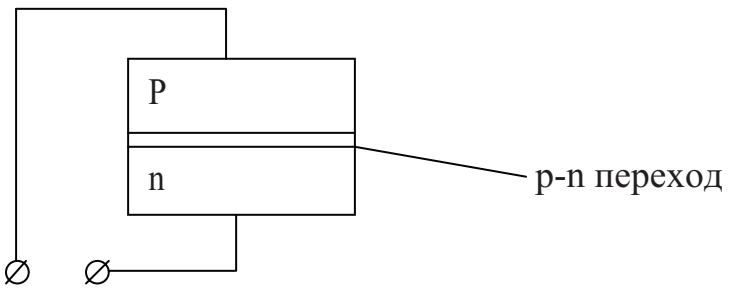


Рис. 22. Принципиальная схема инжекционного лазера

Инжекционные полупроводниковые лазеры в настоящее время являются наиболее распространенными. Существуют так называемые гомоструктурные и гетероструктурные инжекционные лазеры. В первых для создания p-n перехода используется один, а во вторых – несколько полупроводников.

Полупроводниковые лазеры в медицине занимают особое место. Небольшие размеры, невысокий ток накачки, широкий диапазон волн из-

лучения и мощностей, возможность прямой модуляции излучения, относительно низкая стоимость удовлетворяют требованиям врачей. Кроме самих лазеров, аппараты содержат также устройства для модуляции мощности излучения или задающий генератор для импульсных лазеров, таймер, задающий время работы, индикатор или измеритель мощности, излучения, световоды. Инжекционные полупроводниковые лазеры успешно применяются в лазерной диагностике, в частности, при проведении лазерной доплеровской флуометрии, когерентной томографии, компьютерной капилляроскопии, биофотометрии.

### 1.5. Волоконные лазеры

Волоконный лазер — это оптический квантовый генератор, активная среда которого является элементами оптического волокна. При полностью волоконной реализации такой лазер называется цельноволоконным, при комбинированном использовании волоконных и других элементов в конструкции лазера он называется волоконно-дискретным или гибридным. Способ накачки оптический.

Схема волоконного лазера представлена на рис. 23. Волоконный лазер состоит из модуля накачки (как правило, широкополосные светодиоды или лазерные диоды), световода, в котором происходит генерация, и резонатора. Световод содержит активное вещество (легированнное оптическое волокно — сердцевина без оболочки, в отличие от обычных оптических волноводов) и волноводы накачки.

Высокая прозрачность кварца — основного материала для оптических волокон — обеспечивается насыщенными состояниями энергетических уровней атомов. Примеси, вносимые легированием, превращают кварц в поглощающую среду. Подобрав мощность излучения накачки, в такой среде можно создать инверсное состояние заселённостей энергетических уровней (то есть высокоэнергетические уровни будут заполнены больше, чем основной). Исходя из требований на резонансную частоту (инфракрасный диапазон для телекоммуникаций) и малую пороговую мощность накачки, как правило, легирование выполняют редкоземельными элементами группы лантаноидов. Одним из распространённых типов волокон является эрбиевое, используемое в лазерных и усилительных системах, рабочий диапазон которых лежит в интервале длин волн 1530–1565 нм. Вследствие различной вероятности переходов на основной уровень с подуровней метастабильного уровня, эффективность генерации или усиления отличается для различных длин волн в рабочем диапазоне. Степень легирования редкоземельными ионами обычно зависит от длины изготовляемого активного волокна.

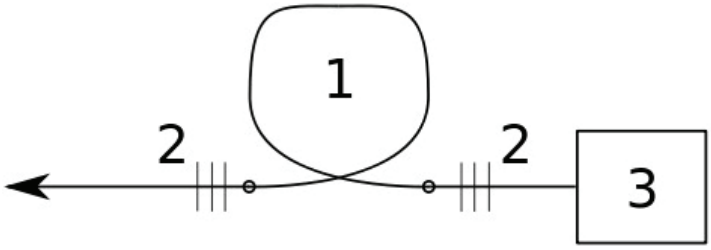


Рис. 23. Схема волоконного лазера, где: 1 – активное волокно, 2 – брэгговские зеркала, 3 – блок накачки

Существуют различные конструкции накачки оптических волноводов, из которых наиболее употребительными являются чисто волоконные конструкции (рис. 24). Одним из вариантов является размещение активного волокна внутри нескольких оболочек, из которых внешняя является защитной (так называемое оптоволокно с двойным покрытием).

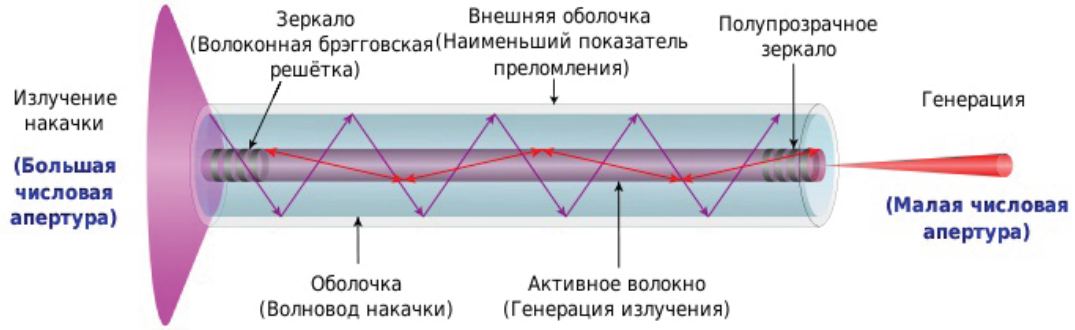


Рис. 24. Схема накачки волоконного лазера

Первая оболочка изготовляется из чистого кварца диаметром в несколько сотен микрометров, а вторая – из полимерного материала, показатель преломления которого подбирается существенно меньшим, чем у кварца. Таким образом, первая и вторая оболочки создают многомодовый волновод с большим поперечным сечением и числовой апертурой, в который запускается излучение накачки. Эффективное возбуждение ионов редкоземельных элементов достигается подбором диаметров активной сердцевины и волновода накачки.

## 1.6. Светодиоды

Светодиоды, или светоизлучающие диоды (СИД, в английском варианте LED – Light Emitting Diode), – это полупроводниковый прибор, излучающий некогерентный свет при пропускании через него электрического тока.

Работа светодиода основана на физическом явлении возникновения светового излучения при прохождении электрического тока через p-n-переход. Цвет свечения (длина волны максимума спектра излучения) определяется типом используемых полупроводниковых материалов, образующих p-n-переход.

К достоинствам светодиодов относят: простоту конструкции, отсутствие разогрева и высоких напряжений, что гарантирует высокий уровень электро- и пожаробезопасности, безынерционность делает светодиоды незаменимыми, когда требуется высокое быстродействие, миниатюрность, высокий КПД, относительно низкие напряжения питания и потребляемые токи, низкое энергопотребление, регулируемая интенсивность излучения.

К недостаткам относят: малый световой поток от одного элемента, повышенные требования к источнику питания.

У светодиодов есть несколько основных параметров:

1. Тип корпуса.
2. Типовой (рабочий) ток.
3. Падение (рабочее) напряжения.
4. Цвет свечения (длина волны, нм).
5. Угол рассеивания.

В основном под типом корпуса понимают диаметр и цвет колбы (линзы). Как известно, светодиод – полупроводниковый прибор, который необходимо запитать током. Так ток, которым следует запитать тот или иной светодиод, называется типовым. При этом на светодиоде падает определенное напряжение.

Принцип работы светодиода заключается в следующем: свечение возникает при рекомбинации электронов и дырок в области p-n-перехода. Значит, прежде всего нужен p-n-переход, т.е. контакт двух полупроводников с разными типами проводимости. Для этого приконтактные слои полупроводникового кристалла легируют разными примесями: по одну сторону акцепторными, по другую – донорскими.

Цвет излучения определяется как используемыми полупроводниковыми материалами, так и легирующими примесями. Важнейшими элементами, используемыми в светодиодах, являются: алюминий (Al), галлий (Ga), индий (In), фосфор (P), вызывающие свечение в диапазоне от красного до жёлтого цвета. Индий (In), галлий (Ga), азот (N) используют для получения голубого и зелёного свечений. Варьируя состав полупроводников, можно создавать светодиоды для всевозможных длин волн от ультрафиолета (GaN) до среднего инфракрасного диапазона (PbS).

Существует три способа получения белого света от светодиодов. Первый – смешивание цветов по технологии RGB. На одной матрице плотно размещаются красные, голубые и зеленые светодиоды, излучение которых смешивается при помощи оптической системы, например линзы. В резуль-

тате получается белый свет. Второй способ заключается в том, что на поверхность светодиода, излучающего в ультрафиолетовом диапазоне (есть и такие), наносится три люминофора, излучающих, соответственно, голубой, зеленый и красный свет. Это похоже на то, как светит люминесцентная лампа. И, наконец, в третьем способе желто-зеленый или зеленый плюс красный люминофор наносятся на голубой светодиод, так что два или три излучения смешиваются, образуя белый или близкий к белому свет.

Угол излучения также определяется производственными характеристиками материалов, а также колбой (линзой) светодиода.

Так как светодиод является полупроводниковым прибором, то при включении в цепь необходимо соблюдать полярность. Светодиод имеет два вывода (рис. 25), один из которых катод («минус»), а другой - анод («плюс»).

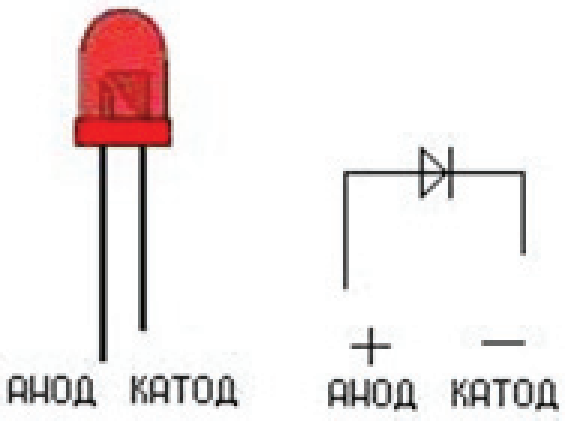


Рис. 25. Внешний вид светодиода и его обозначение на схеме

Клинико-экспериментальные исследования выявили, что светодиодное излучение – сильный болеутоляющий и противовоспалительный фактор. В отличие от лазерного, светодиодное излучение более «мягкое», так как оно не монохроматичное. В настоящее время светодиоды нашли широкое применение в фототерапевтических аппаратах, где успешно конкурируют с лазерными аппаратами.

# ГЛАВА II. ОСОБЕННОСТИ ЛАЗЕРНОЙ И СВЕТОДИОДНОЙ АППАРАТУРЫ

## 2.1. Структурная характеристика терапевтических лазерных и светодиодных приборов и систем

Традиционно лазерные и светодиодные терапевтические установки содержат следующие основные функциональные узлы: блок излучателя, блок питания, систему наведения и доставки излучения, блок управления и контроля.

Блок излучателя обычно включает один или два лазерных излучателя. Блок питания совмещен с блоком излучателя либо крепится отдельно от него. Используется переменный ток от сети для стационарных, а для портативных лазерных аппаратов — аккумуляторные батареи. Система наведения и доставки излучения включает линзово-отражательные или оптоволоконные световоды. Для доставки лазерного излучения к биообъекту удобнее использовать световолокна, но они значительно ослабляют мощность излучения (до 50%), теряются когерентность и частично поляризованность лазерного излучения. Ряд аппаратов снабжен расфокусирующей насадкой, которая позволяет одновременно облучать большие площади. В некоторых случаях для этих целей используют сканирующие устройства. Для облучения внутренних органов лазерные терапевтические аппараты комплектуют различного вида оптическими насадками — для лечения стоматологических, гинекологических, урологических и других заболеваний.

Блок управления и контроля в зависимости от конструктивных особенностей обеспечивает разнообразные функции по программированию и реализации процедуры лазерной терапии: включение-выключение, регулировка длительности воздействия, мощности, частотных параметров, сигнализация о режимах работы. Обычно лазерная терапевтическая аппаратура снабжается измерителем мощности с цифровой или стрелочной индикацией. Отсутствие измерителя мощности существенно ограничивает возможности не только по контролю выходной мощности излучения, но и дозировке лазерного воздействия.

Чтобы правильно оценить медико-технические возможности лазерного терапевтического аппарата применительно к предполагаемому перечню заболеваний и необходимым методам воздействия, необходимо располагать такими основными данными, как:

- спектральный диапазон (длина волны излучения лазера);
- режим генерации излучения (непрерывный, модулированный, импульсный);

- частотные характеристики при наличии импульсного или модулированного излучения;
- мощность излучения на выходе излучателя или световода;
- временной диапазон (длительность лечебной процедуры);
- наличие измерителя мощности излучения;
- диапазон регулирования диаметра лучевого пятна на объекте облучения;
- количество излучателей;
- габариты и масса аппарата;
- электропитание аппарата (сетевое или автономное).

Медицинские лазерные системы, как правило, включают источник лазерного излучения, блоки дозирования и регулирования, систему доставки лазерного луча и оптическое оконечное устройство.

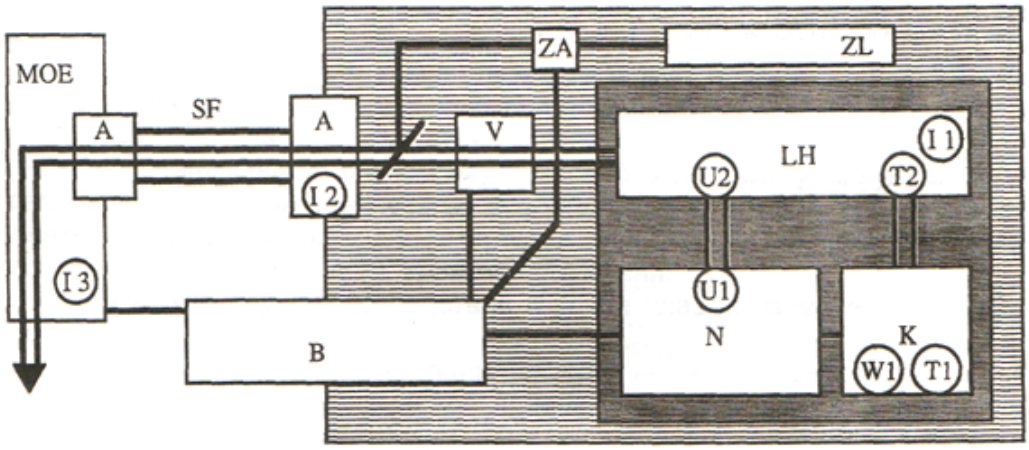


Рис. 26. Блок-схема медицинской лазерной системы

На рис. 26 представлена блок-схема медицинской лазерной системы, где: К –источник охлаждения; Т – блоки питания; ZL – юстировочный лазер; V – затвор; ZA – ослабитель юстировочного луча; А – оптический адаптер; SF – система доставки луча; MOE – медицинское оптическое оконечное устройство; В – пульт управления; I – датчики интенсивности; T1/T2 – температурные датчики; W – датчики подачи воды; U – датчики электропитания.

Из рисунка видно, что источник лазерного излучения состоит из лазерного излучателя (LH), устройства электропитания (N) и, если нужно, устройства охлаждения (K). В дополнение к этому применяется пульт управления, который при необходимости комбинируется с оптическим оконечным устройством (MOE).

В высокоэнергетических лазерах блок питания и устройство охлаждения, а при необходимости и лазерный излучатель размещаются в так называемой лазерной консоли. В ней находятся также начальные элементы затворно-регулировочных блоков и устройство ввода в систему доставки лазерно-

го излучения. В качестве систем доставки излучения могут использоваться шарнирные манипуляторы для дальней инфракрасной и части ультрафиолетовой областей спектра, а также световоды для ближней ультрафиолетовой области спектра в видимом и ближнем инфракрасном диапазоне.

В то время как базовые лазерные аппараты, за исключением функций управления, могут быть относительно унифицированы, системы доставки излучения и оптические оконечные устройства должны быть выполнены в соответствии со спецификой применения в медицине (рис. 27).

Рис. 27. Схема медицинской лазерной системы

В более компактных лазерных системах лазерный излучатель часто непосредственно сопряжен с оптическим оконечным устройством, так что доставка излучения сводится к прямому вводу и адаптации луча с помощью оптических систем. Базовый лазерный аппарат состоит из лазерного излучателя, блока питания и при необходимости устройства охлаждения, а также функций измерения и регулирования лазерных параметров.

В лазерном излучателе совмещены лазерная среда, механизм возбуждения для лазерной среды и зеркала резонатора для возвращения и вывода электромагнитного излучения. Здесь же при необходимости помещаются активные и пассивные оптические элементы для пространственного и временного формирования луча. Излучение юстировочного луча лазера (как правило, это гелий-неоновый лазер) должно быть совмещено с основным излучением, если длина волны последнего не принадлежит видимой области спектра.

Таблица 1

Технические характеристики неодимового
хирургического аппарата Compact

| Тип лазера | Неодимовый (Nd:YAG) |
|---|---|
| Длина волны, нм | 1060 |
| Режим работы | Импульсный, 2 - 50 мс |
| Выходная мощность, Вт | до 50 |
| Энергия импульса, Дж | до 50 |
| Частота повторения импульсов, Гц | до 100 |
| Управление | Микропроцессорное |
| Наведение луча | Пилотный лазер (зеленого или красного спектра излучения) |
| Вывод излучения | Гибкое оптоволокно, длина 3 м SMA-разъем |
| Охлаждение | Замкнутый контур вода-воздух |
| Питание | От сети 220 В, 50 Гц, 16 А |
| Габаритные размеры, мм | 930 х 690 х 370 |

Косметологический неодимовый лазер Dermalag (рис. 29) может генерировать лазерное излучение на двух длинах волн: 1064 нм и 532 нм. На установке возможно выполнение всех основных косметических операций, включая удаление татуировок, пигментных и сосудистых новообразований.

Рис. 29. Косметологический твёрдотельный
неодимовый лазер Dermalag

Для удаления темных чернильных татуировок используется длина волны 1064 нм (инфракрасное излучение). Вследствие сравнительно слабого поглощения меланином данной длины волны риск гипопигментации существенно снижается по сравнению с другими лазерами, работающими на более коротких длинах волн. Кроме того, короткий лазерный импульс снижает риск рубцевания путем уменьшения экспозиции воздействия. Длина волны 1064 нм с плотностью энергии излучения 4 - 12 Дж/см$^2$ также очень эффективна для лечения кожных меланоцитозов, таких как родимые пятна и монгольские пятна.

Для удаления красных чернильных татуировок идеально подходит длина волны 532 нм (зеленое излучение). Хорошее удаление может быть получено за один курс при плотности энергии 5 Дж/см$^2$.

Для удаления сосудистых и эпидермальных пигментных ново-образований успешно применяется излучение с плотностью энергии 2–5 Дж/см$^2$. Технические характеристики лазера представлены в табл. 2.

Таблица 2

Технические характеристики неодимового хирургического аппарата Dermalag

| Тип лазера | KTP-Nd:YAG - лазер с модуляцией добротности и с удвоением частоты |
|---|---|
| Длина волны, нм | 1064, 532 |
| Режим работы | Импульсный |
| Длительность импульса, нс | 8 |
| Энергия импульса, Дж:<br>для длины волны 1064 нм /532 нм | до 1/ до 0,5 |
| Плотность энергии, Дж/см$^2$:<br>для длины волны 1064 нм /532 нм | 8 / 5 |
| Диаметр пятна, мм:<br>для длины волны 1064 нм /532 нм | 3, 5, 7 / 2, 3, 5 |
| Частота повторения импульсов, Гц | до 10 |
| Управление | Микропроцессорное |
| Охлаждение | Замкнутый контур вода-воздух |
| Питание | От сети 220 В, 50 Гц, 10 А |
| Габаритные размеры, мм | 760 х 490 х 250 |
| Вес, кг | 38 |

Гольмиевый хирургический лазер Triple (рис. 30) с успехом используется в хирургии: при литотрипсии, а также в ЛОР-хирургии, дерматологии,

уроргологии. Апробация гольмиевых лазеров в таких областях практической хирургии, как урология, гинекология, ЛОР-хирургия, артроскопия, сразу показало ее высокую эффективность при рассечении и абляции твердых и мягких тканей, а также при дроблении всех видов конкрементов.

Рис. 30. Гольмиевый твёрдотельный хирургический лазер Triple

Длина волны излучения гольмиевого лазера равна 2090 нм. Коэффициент поглощения в воде составляет 40 $см^{-1.}$ Лазерное излучение проникает в мягкие биоткани на глубину около 0,4 мм, причем мало зависит от васкуляризации ткани. Это означает, что воздействие на прилежащие ткани будет незначительным и не следует опасаться нежелательных обширных сопутствующих ожогов и сильного некроза вокруг лазерной раны. Кварцевое стекло прозрачно на длине волны излучения гольмиевого лазера, что дает возможность использовать тонкое гибкое кварцевое оптическое волокно для доставки излучения гольмиевого лазера к объекту воздействия.

Режим работы гольмиевого лазера — импульсный, длительность импульса — 300–600 мкс. Частота повторения импульсов может изменяться в диапазоне от 1 до 20 Гц. Энергия импульса варьируется до 3 Дж при средней мощности выходного излучения 20–30 Вт. Импульсный режим значительно уменьшает время нагрева биоткани и, следовательно, ожоговую реакцию организма. При этом пиковая мощность излучения в 5–10 кВт дает возможность быстро испарять ткань практически без фазы медленного нагрева. В физике такой процесс называется адиабатическим, т. е. без теплообмена с окружающими телами. Ярко выраженные вапоризующие свойства гольмиевого лазера позволяют его использовать для испарения новообразований различной локализации, а также для инцизии и эксцизии биоткани. Производительность зависит от частоты повторения и энергии импульса ла-

Рис. 31. Твердотельный эрбиевый косметологический лазер Compact

Таблица 4

Технические характеристики
косметологического аппарата Compact

| Тип лазера | Эрбиевый (Er:YAG) |
|---|---|
| | |
| | |
| | |
| | |
| | |
| | |
| | |
| | |
| | |
| | |

### 2.3. Медицинские изделия на основе газоразрядных лазеров

Для терапевтических целей используют серийно выпускаемые отечественные гелий-неоновые лазеры ЛГ-75, ЛГ-75-1, ЛГН-111, УЛФ-01 «Ягода» (выходная мощность 20 *мВт*, режим работы – непрерывный), АФЛ-2, АФДЛ-1 (выходная мощность 20 *мВт*, режим работы – непрерывно-импульсный).

Лазерная физиотерапевтическая установка УЛФ-01 (Ягода) – представлена на рис. 32.

Рис. 32. Лазерная физиотерапевтическая установка УЛФ-01

Установка предназначена для терапевтического лечения широкого круга заболеваний. Принцип работы установки основан на использовании энергии лазерного излучения с длиной волны 0,63 мкм, которое обладает, в зависимости от величины плотности мощности излучения, значительной биологической активностью. Излучение с данной длиной волны вызывает увеличение фагоцитной активности лейкоцитов; уменьшает патогенную активность и скорость деления бактерий; ускоряет восстановление поврежденных тканей, зарастание язвенных образований; стимулирует микроциркуляцию; оказывает анальгезирующий, противовоспалительный, противоотечный, десенсибилизирующий эффекты и стимулирует иммунологическую защиту (рис. 33, 34).

Установка УЛФ-01 компактна, проста и удобна в эксплуатации безопасна в обращении. Присоединение световодного инструмента не требует юстировки. Облучение может проводится с помощью зеркально-линзового манипулятора либо световодным инструментом из комплекта.

Эффективность использования заключается в асептичности и безболезненности воздействия, амбулаторном характере лечения, отсутствии аллергических явлений, сокращении сроков нетрудоспособности, психологи-

ческой настроенности больного к бесконтактному лечению. Технические характеристики лазерной физиотерапевтической установки УЛФ-01 (Ягода) представлены в табл. 5.

Рис. 33. Гелий-неоновая лазерная установка УЛФ-01 со световодом в лечении заболеваний уха

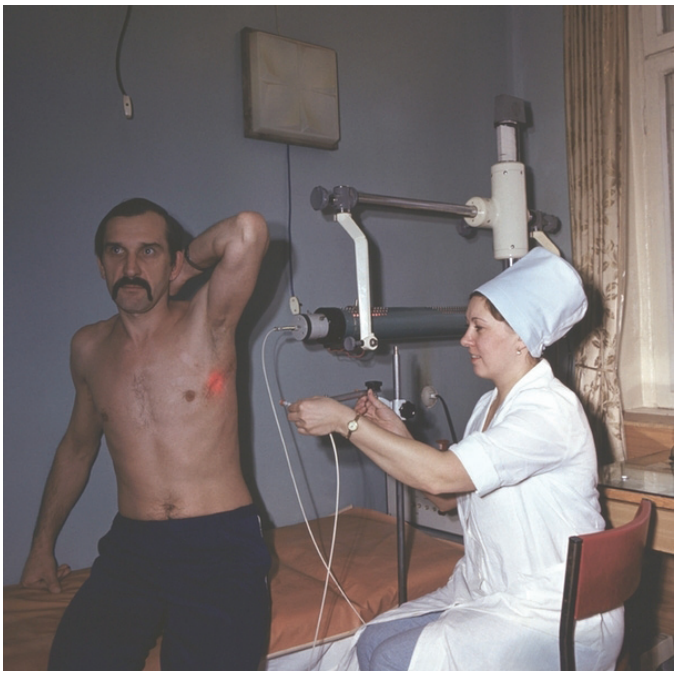

Рис. 34. Гелий-неоновый лазер ЛГ-75 в лечении длительно не заживающей раны

В хирургической и косметологической практике нашли широкое применение лазерные медицинские установки на основе молекулярного $CO_2$ лазера. К данной категории аппаратов относится серия хирургических лазеров «Ланцет».

Таблица 5

Технические характеристики гелий-неоновой физиотерапевтической установки УЛФ-01

| | |
|---|---|
| Длина волны излучения, нм | 630 |
| Мощность излучения на выходе манипулятора, мВт, не менее | 20 |
| Мощность излучения на выходе узла присоединения световодного инструмента, мВ, не менее | 20 |
| Плотность мощности излучения, мВт/см.кв. | 0,1 - 1000 |
| Пределы регулировки диаметра пучка излучения, мм | 3 - 250 |
| Пределы регулировки диаметра пучка излучения с выхода световода, мм | 0,4 - 300 |
| Диапазон автоматической выдержки времени облучения, мин | 1 - 6 |
| Время выхода на режим, мин, не более | 10 |
| Время непрерывной работы, час, не менее | 8 |
| Средняя наработка на отказ, час, не менее | 3000 |
| Средний срок службы (с заменой излучателя), лет, не менее | 7 |
| Потребляемая мощность, Вт, не более | 240 |
| Питание от сети переменного тока | 220 В, 50 Гц |
| Габаритные размеры, мм | 145 х 60 х 47 |
| Масса, кг | 30 |

Главные достоинства лазеров «Ланцет-1» и «Ланцет-2» – автономность работы; мобильность; широкое применение в различных областях хирургии; возможность работы в малооснащенных клиниках; дистанционное включение и выключение; широкий набор режимов работы; простое техническое обслуживание; безопасность в эксплуатации.

Функционально аппараты обеих модификаций состоят из нескольких систем: волноводного $CO_2$ лазера, системы формирования и доставки излучения, системы охлаждения $CO_2$ лазера, системы электропитания, системы управления параметрами.

Основным модулем аппаратов, в котором объединены все системы и генерируется основное и пилотное лазерное излучение, является лазерно-энергетический модуль. Сверхкомпактный цельнометаллический волноводный $CO_2$ лазер с радиочастотным возбуждением активной среды, на базе которого сконструированы аппараты серии «Ланцет», выделяется среди других типов лазеров высокой степенью когерентности и спектральной чисто-

той излучения. Указанная хирургическая установка имеет лучшее значение удельной выходной мощности среди углекислотных лазерных аппаратов.

Рабочим органом аппаратов является оптико-механический манипулятор зеркально-линзового типа, с помощью которого лазерное излучение доставляется к месту воздействия и фокусируется на биоткань.

Размеры манипулятора выбраны так, чтобы можно было обеспечить обслуживание операционного поля без перемещения аппарата. С помощью сменных линз в формирующей оптической системе, переключаемых дистанционно с пульта управления, обеспечивается возможность ступенчатого изменения размера светового пятна в точке фокусировки: 200; 300 или 500 мкм. Это позволяет менять плотность мощности лазерного излучения в точке фокусировки и ширину разреза биологических тканей. Точка фокусировки находится на расстоянии 20 мм от конуса наконечника.

Конструкция оптико-механического манипулятора позволяет осуществлять стыковку аппарата с микрохирургическими инструментами, используемыми в медицинской практике (операционными микроскопами, кольпоскопами и т. д.), а также с различным специальным инструментом — сменными насадками для гинекологии, общей хирургии, стоматологии и лапароскопии. Наконечник манипулятора так же, как и сменные насадки, выполнен из нержавеющей стали и может стерилизоваться в химических растворах или термическим способом. Конструкция манипулятора позволяет осуществлять поддув инертного газа в зону оперативного вмешательства или подключение системы эвакуации дыма. Наведение излучения $CO_2$ лазера на ткань осуществляется с помощью диодного лазера мощностью 2 мВт, используемых в качестве пилота. С красным пятном пилотного излучения совмещена точка фокусировки основного, невидимого излучения $CO_2$ лазера.

Включение и выключение лазерного излучения осуществляется ножной педалью. Пульт управления (в аппарате «Ланцет-1» он выносной, а в аппарате «Ланцет-2» — встроенный в лазерно-энергетический модуль) обеспечивает оперативное управление параметрами лазерного излучения, а также автоматический контроль мощности излучения. Микропроцессорная система управления параметрами лазерного излучения имеет простой и интуитивно понятный алгоритм управления; аварийные последствия при ошибочных действиях оператора автоматически предотвращаются.

Регулировка мощности лазерного излучения возможна в диапазоне от 0,1 до 20 Вт; шаг регулировки мощности 0,1 Вт. Контроль мощности лазерного излучения осуществляется автоматически; индикация мощности выведена на пульт управления. Экспозиция лазерного излучения в аппарате «Ланцет-1» устанавливается в пределах от 0,1 до 25 мин, шаг регулировки экспозиции — 0,1 мин; в аппарате «Ланцет-2» — в пределах от 1 до 999 с (или неограниченно), шаг регулировки экспозиции –1 с. Лазерные хирургические

аппараты серии «Ланцет» позволяют хирургу работать в трех режимах излучения: непрерывный, импульсно-периодический режим, суперимпульсный режим «Медипульс».

При непрерывном режиме излучения установленная мощность достигается при включении излучения педалью и сохраняется на установленном уровне в течение всего периода, пока она нажата. При таком режиме создается равномерное световое и тепловое воздействие на облучаемую поверхность, тепловая энергия относительно глубоко проникает в ткани. Мощность лазерного излучения и величина экспозиции регулируются с пульта управления. Время контакта лазерного излучения с биотканью определяется скоростью ведения лазерного луча по поверхности обрабатываемых тканей.

Импульсно-периодический режим в лазерных хирургических аппаратах серии «Ланцет» формируется путем широтно-импульсной модуляции непрерывного излучения. Амплитуда импульса излучения, как и его длительность и продолжительность паузы между импульсами, может меняться в зависимости от требуемых энергетических параметров воздействия и времени взаимодействия лазерного излучения с биотканями. При установке импульсно-периодического режима излучения длительность импульсов и паузы между ними регулируется от 0,01 до 2,0 с; шаг регулировки — 0,01 с. Применение импульсно-периодического режима позволяет ограничить объем термического повреждения тканей в зоне лазерного воздействия и тем самым минимизировать их деструкцию. Максимально возможная частота следования импульсов в аппаратах серии «Ланцет» при импульсно-периодическом режиме составляет 10 Гц.

Суперимпульсный режим «Медипульс» является оригинальным режимом воздействия излучения $CO_2$ лазера на биоткани. Он отличается высокой степенью концентрации лазерной энергии в очень короткие импульсы. Длительность импульса в режиме «Медипульс» составляет 500 мкс, эффективная мощность в импульсе — 50 Вт. Частоту повторения импульсов в этом режиме можно варьировать от 1 до 1000 Гц. Удаление ткани при таком режиме происходит настолько быстро, что в зоне лазерного воздействия не успевает распространиться тепло, поэтому в тканях отсутствует карбонизация и некроз, тепловое повреждение окружающих тканей минимально.

Выбор режима излучения в аппаратах серии «Ланцет» осуществляется с пульта управления нажатием соответствующей кнопки. В аппаратах «Ланцет» выбранные параметры лазерного излучения можно записать в память, организованную по принципу записной книжки с тремя страницами, которые «перелистываются» путем нажатия соответствующей кнопки на пульте управления. На каждой странице можно записать и при необходимости корректировать параметры и режимы лазерного воздействия, соответствующие определенным этапам операции. Для оперативности и удоб-

ства работы хирурга можно запрограммировать работу аппарата до начала операции.

Лазерный скальпель «Ланцет-1» — модель $CO_2$-лазера, предназначенная для проведения хирургических операций в различных областях медицинской практики (рис. 35). Аппарат горизонтальной компоновки, портативный, упакован в кейс.

Рис. 35. Лазерный хирургический аппарат **«Ланцет-1»**

Лазерный хирургический аппарат «Ланцет-1» - переносной настольный прибор, имеющий выносной микропроцессорный пульт управления. Лазерные хирургические аппараты «Ланцет-1» - самые компактные из существующих на рынке $CO_2$ лазеров: их можно разместить даже в операционной небольшого размера, они легко интегрируются в рабочие места косметолога, гинеколога, нейрохирурга, оториноларинголога, стоматолога. Компактность и мобильность лазерных хирургических аппаратов серии «Ланцет-1» позволяют при необходимости применять их поочередно в нескольких отделениях клиники. Технические характеристики аппарата «Ланцет-1» представлены в табл. 6.

Таблица 6

Технические характеристики аппарата «Ланцет-1»

| | |
|---|---|
| Длина волны излучения, нм | 1060 |
| Выходная мощность излучения (регулируемая), Вт | 0,1 - 20 |
| Мощность в режиме «Медипульс», Вт | 50 |
| Диаметр лазерного луча на ткани (переключаемый), мкм | 200; 300; 500 |
| Наведение основного излучения | Лучом диодного лазера, 2 мВт, 635 нм |
| Режимы излучения (переключаемые) | Непрерывный, импульсно-периодический, «Медипульс» |
| Время экспозиции излучения (регулируемое), мин | 0,1 - 25 |
| Длительность импульса излучения в импульсно-периодическом режиме (регулируемая), с | 0,05 - 1,0 |
| Длительность паузы между импульсами | 0,05 - 1,0 |
| Пульт управления | Встроенный |
| Включение излучения | Ножная педаль |
| Удаление продуктов сгорания | Система эвакуации дыма |
| Радиус операционного пространства, мм | 1000 |
| Система охлаждения | Автономная, воздушно-жидкостного типа |
| Размещения в операционной | Настольное |
| Электропитание (переменный ток) | 220 В, 50 Гц. 600 Вт |
| Габаритные размеры, мм | 640 х 440 х 240 |
| Масса, кг | 25 |

Аппараты серии «Ланцет» работают следующим образом. При подаче на аппарат электрического питания включается автономная система охлаждения $CO_2$ лазера. На пульте управления задается режим работы аппарата (мощность излучения, режим излучения с соответствующими параметрами по длительности, размер пятна излучения, время работы). После наведения на объект с помощью пилотной подсветки, ножной педалью включается излучение $CO_2$ лазера. Излучение с заданными параметрами передается оптической системой в операционное поле и воздействует на оперируемую ткань.

В аппаратах серии «Ланцет» имеется специальная система аварийного выключения лазера в тех случаях, когда это необходимо. Она приводится в действие нажатием кнопки «Stop», расположенной на верхней панели аппарата. Предусмотрена также система блокировки лазерного излучения, автоматически включающаяся в случае несанкционированного открытия двери операционной.

Для транспортирования аппарат «Ланцет-1» упаковывается в специальный кейс, оснащенный колесами, позволяющий легко перемещать аппарат одному человеку и перевозить его любым видом транспорта. Аппарат «Ланцет-2» снабжен колесами, облегчающими его транспортирование внутри операционной или клиники.

Лазерный скальпель «Ланцет-2» – модель $CO_2$-лазера, предназначенная для проведения хирургических операций в различных областях медицинской практики (рис. 36). Аппарат имеет вертикальную компоновку, хорошо вписывается в оборудование любой операционной, имеет повышенный радиус операционного пространства.

Рис. 36. Лазерный хирургический аппарат **«Ланцет-2»**

Технические характеристики аппарата «Ланцет-2» представлены в табл. 7.

Таблица 7

Технические характеристики аппарата «Ланцет-2»

| | |
|---|---|
| Длина волны излучения, нм | 10,6 |
| Выходная мощность излучения (регулируемая), Вт | 0,1 - 20 |
| Мощность в режиме «Медипульс», Вт | 50 |
| Диаметр лазерного луча на ткани (переключаемый), мкм | 200; 300; 500 |
| Наведение основного излучения | Лучом диодного лазера, 2 мВт, 635 нм |
| Режимы излучения (переключаемые) | Непрерывный, импульсно-периодический, «Медипульс» |
| Время экспозиции излучения (регулируемое), мин | 1 - 999 с или неограниченно |
| Длительность импульса излучения в импульсно-периодическом режиме (регулируемая), с | 0,01 - 2,0 |
| Длительность паузы между импульсами | 0,05 - 1,0 |
| Пульт управления | Встроенный |
| Включение излучения | Ножная педаль |
| Удаление продуктов сгорания | Система эвакуации дыма |
| Радиус операционного пространства, мм | 1200 |
| Система охлаждения | Автономная, воздушно-жидкостного типа |
| Размещения в операционной | Напольное |
| Электропитание (переменный ток) | 220 В, 50 Гц, 600 Вт<br>110 В, 60 Гц, 600 Вт |
| Габаритные размеры,мм | 900 х 260 х 260 |
| Масса, кг | 26 |

«Ланцет-2» – мобильный напольный прибор с расширенным набором функций. Это наличие суперимпульсного режима, позволяющего производить обработку биологических тканей без карбонизации и некроза; дополнительная возможность электропитания от сети переменного тока 110 В/60 Гц; наличие электронной записной книжки, на каждой странице которой можно записать параметры и режим лазерного воздействия, соответствующие определенным этапам операции.

## 2.4. Актуальность использования в медицине полупроводниковых лазеров

В медицинской практике в основном нашли широкое применение инжекционные полупроводниковые лазеры. Данный тип лазера применен в аппарате лазерной и светодиодной физиотерапии серии «Мустанг».

Лечебный эффект аппарата «Мустанг 2000» основан на применении низкоинтенсивного лазерного, а также светодиодного излучений. Аппарат построен по блочной схеме и представляет собой устройство, состоящее из базового блока (в котором находятся блоки питания и управления) и сменных выносных излучателей (лазерных и светодиодных излучающих головок). Базовый блок служит для задания режимов и параметров излучения, индикации настроек и контроля работы прибора. Аппарат, в зависимости от исполнения, имеет 2 (рис. 37) или 4 канала (рис. 38) для подключения излучающих головок с возможностью независимой установки параметров (частоты, мощности излучения и времени процедуры) для каждого канала.

Рис. 37. Внешний вид двухканального аппарата **«Мустанг 2000»**

Рис. 38. Внешний вид четырёхканального аппарата **«Мустанг 2000»**

На современном этапе используются модифицированные аппараты «Мустанг» серии «Матрикс». В серии аппаратов лазерной терапии «Матрикс» (рис. 39, 40) реализован отлично зарекомендовавший себя блочный принцип построения аппаратов лазерной терапии (который используется в аппаратах предыдущего поколения — сериях «Мустанг» и «Мустанг-2000»).

Рис. 39. Аппарат лазерной терапии «Матрикс»
в 2-х канальном исполнении

Рис. 40. Аппарат лазерной терапии «Матрикс»
в 4-х канальном исполнении

Каждый аппарат лазерной терапии «Матрикс» имеет встроенный измеритель мощности всех излучающих головок. Это принципиально важно, т. к. контролируемое задание оптимальной дозы является залогом высокой эффективности лечения. Аппарат может быть выполнен в 2-х или 4-х канальных вариантах, что необходимо для реализации сочетанных методик, и в конечном итоге повышает эффективность лечения. Аппарат «Матрикс» имеет встроенное устройство, позволяющее обеспечивать любую внешнюю модуляцию лазерного излучения, в первую очередь биоритмами конкретного пациента (при помощи блока «Матрикс-БИО» с датчиками пульса и дыхания). Основные технические характеристики аппарата «Матрикс» представлены в табл. 8.

Таблица 8

Основные технические характеристики аппарата **«Матрикс»**

| Режимы работы | Импульсный, непрерывный, модулированный |
|---|---|
| Фиксированные частоты следования импульсов «быстрого выбора», Гц | 10, 80, 600, 3000 |
| Способ установки частоты следования импульсов | Фиксированный или произвольный |
| Диапазон установки частот «произвольного выбора», Гц | 0.5 – 3000 |
| Диапазон установки значений времени | 1с – 90 мин |
| Диапазон контролируемой импульсной мощности излучения, Вт | 2 – 99 |
| Диапазон контролируемой средней мощности излучения, мВт | 1 – 250 |
| Питание от сети переменного тока | 200...240 В, 50...60 Гц |
| Максимальная потребляемая мощность, ВА | 28 |
| Диапазон рабочих температур, °С | +10 ...+35 |
| Габаритные размеры для 2х/4х канального, мм | 280 х 210 х 105/345 х 260 х 150 |

Универсальный магнито-инфракрасный лазерный аппарат профессионального назначения «РИКТА 04/4» (рис. 41) предназначен для лечения широкого круга заболеваний различной этимологии. Среди них ларингит, фарингит, ринит, ангина, ОРЗ, тонзиллит, отит, трахеит, бронхит, пневмония, гипертоническая болезнь, ишемическая болезнь сердца, стенокардия, гастрит, язвенная болезнь желудка и 12-пёрстной кишки, холецистит, панкреатит, колит, уретрит, простатит, цистит, артриты и артрозы, остеохондроз позвоночника, невриты и неврозы, астенические и постстрессовые состояния, последствия травм, болевой синдром и многие другие.

Аппарат «РИКТА 04/4» использует технологии квантовой медицины, действующие на клеточном уровне. Лечебный эффект достигается за счет повышения иммунитета и активизации собственных защитных сил организма. Основные технические характеристики аппарата «РИКТА 04/4» представлены в табл. 9.

Рис. 41. Внешний вид аппарата «РИКТА 04/4»

Таблица 9

Основные технические характеристики
аппарата «РИКТА 04/4»

| | |
|---|---|
| Длина волны:<br>лазерного инфракрасного излучения, нм<br>широкополосного инфракрасного излучения, нм<br>красного видимого излучения, нм | <br>800-910<br>860-960<br>600-700 |
| Импульсная мощность лазерного инфракрасного излучения, Вт | 10 |
| Частота повторения импульсов<br>лазерного широкополосного инфракрасного излучения:<br>постоянная, Гц<br>переменная, Гц<br>красного излучения, Гц | <br><br><br>5, 50, 1000<br>250-1<br>2 |
| Площадь выходного отверстия, $см^2$ | 4 |
| Средняя мощность излучения:<br>инфракрасного излучения, мВт<br>красного излучения, мВт | <br>60<br>7 |
| Питание от сети переменного тока | 220 В, 50 Гц |
| Габаритные размеры, мм | 245x220x95 |
| Масса нетто, кг | 1,5 |

Аппарат состоит из блока управления и одного стандартного излучателя Т1-04. В аппарате «РИКТА 04/4» предусмотрена регулировка мощности для безопасного лечения детей до 14 лет и пожилых людей старше 70. Имеется возможность подключения второго дополнительного излучателя и их одновременной работы. Модель оснащена источником автономного питания – аккумуляторными батареями. Аппарат дополнительно может комплектоваться излучателем «Душ-2 – квантовая терапевтическая расческа», предназначенным для лечения поражений волосистой части головы или излучателем «Душ-1» с мощностью не менее 20Вт в импульсном режиме и рабочей площадью 20 см$^2$.

Таким образом, полупроводниковые лазеры являются одними из самых распространённых в медицине.

## 2.5. Волоконные лазеры в медицине

Применение волоконных лазеров является исключительно перспективным в медицине. Впервые врачи получили доступ к лазерным аппаратам, которые соответствуют ключевым требованиям — простота пользования, надежность, безопасность, широкий выбор параметров и возможность их точного контроля, отсутствие специальных требований к помещению, мобильность, низкая стоимость и минимальные эксплуатационные расходы. Компания IPG создала уникальную аппаратуру для лазерного омоложения кожи лица и шеи. На сегодняшний момент на базе волоконных лазеров разработаны и успешно применяются аппараты в стоматологии, дерматологии, флебологии, косметологии, гинекологии, проктологии, оториноларингологии, лапароскопической хирургии, травматологии.

Аппарат лазерный волоконный ЛСП (рис. 42, 43) применяется в хирургии и косметологии. Основные характеристики аппаратов семейства ЛСП представлены в табл. 10.

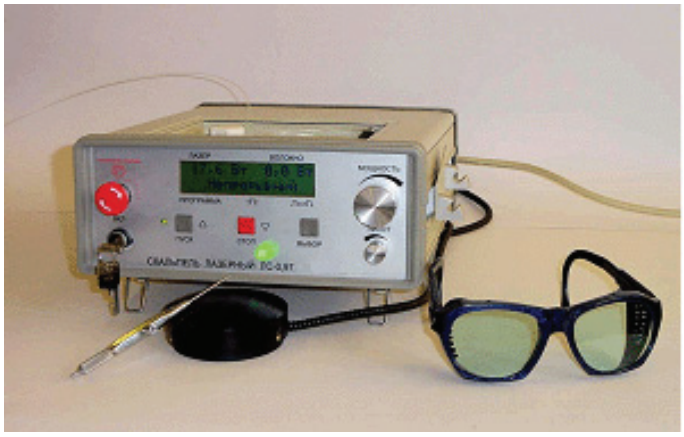

Рис. 42. Одноволновый аппарат ЛСП

Рис. 43. Двухволновый аппарат ЛСП

Таблица 10

Основные технические характеристики
медицинских аппаратов «ЛСП»

| Исполнение аппарата | Одноволновое | | | | Двухволновое |
|---|---|---|---|---|---|
| Длина волны, мкм | 0.97 | 1.56 | 1,06 | 1,9 | 0.97 и 1.56 |
| Выходная мощность, Вт | 5,10(20;30) | 1,5(2.5;5;10) | 5;10 | 3 | 10 и 2,5 |
| Режим работы | Непрерывный, импульсный и импульсно-периодический | | | | |
| Длительность импульсов и пауз, мс | 10…2000 | | | | |
| Целеуказатель, мкм | 0.532 | | | | |
| Диаметр волокна, мкм | 300…600 | | | | |
| Питание от сети | 220В, 50Гц | | | | |
| Габаритные размеры, мм | 120x260x330 | | | | |
| Вес, кг | 7 | | 9 | | |
| Ресурс диодов, тыс. час. | Не менее 20 | | | | |

Аппараты этого семейства отличает упрощенный интерфейс с минимумом органов регулирования, что упрощает работу врача при повседневной работе. Для контроля выходной мощности имеется встроенный измеритель мощности на дистальном конце волокна. В этих аппаратах в верхней крыш-

ке имеется ниша для укладки рабочего волокна, в которую выведен оптический разъем. Благодаря этому уменьшается вероятность случайной поломки световода, можно не отстыковывать световод при переноске аппарата.

### 2.6. Светодиодная медицинская техника в физиотерапии

В физиотерапии применяется большое количество аппаратов на основе светодиодов. Светодиодные аппараты применяются в кардиологии и пульмонологии, неврологии, травматологии, дерматологии, урологии, педиатрии, стоматологии, косметологии, пунктурной физиотерапии путём воздействия на патологические и рефлексогенные зоны, биологически активные точки и внутренние органы чрескожно.

Лазерно-светодиодный аппарат физиотерапевтический «Спектр ЛЦ-02» (рис. 44) предназначен для фототерапии с помощью оптического излучения с узкой спектральной полосой (фотохромотерапии). Лечебный эффект достигается путем воздействия низкоинтенсивным лазерным и светодиодным излучением различных участков оптического спектра: инфракрасного, красного, оранжевого, желтого, зеленого, синего, фиолетового.

Рис. 44. Внешний вид аппарата **«Спектр ЛЦ-02»**

Принцип лечебного воздействия основан на селективном поглощении биологическими тканями низкоинтенсивного и низкоэнергетического оптического излучения различных длин волн, оказывающем лечебный эффект. Применяется аппарат для фототерапии в кардиологии и пульмонологии, в артрологии, неврологии, травматологии, дерматологии, урологии, педиатрии, стоматологии, косметологии, пунктурной физиотерапии, путём воздействия на патологические и рефлексогенные зоны, биологически активные точки и внутренние органы чрескожно. Основное отличие аппарата от других светодиодных аппаратов – в большом количестве оригинальных рабочих инструментов с различными характеристиками и назначением. В

комплекте аппарата находятся: инфракрасный лазерный облучатель, держатель наконечников с набором сменных светодиодных наконечников, набор светодиодных матриц (по 16 светодиодов в каждой матрице). Светодиодные матрицы используются для облучения широких полей или зон, а одиночные – для локального облучения очагов патологий.

Аппарат построен по блочно-модульной схеме: в состав аппарата входит блок питания и управления, предназначенный для управления режимами работы и параметрами излучения рабочих инструментов, а также для визуального контроля режимов работы с помощью различных цифровых и световых индикаторов, и сам комплект рабочих инструментов. В аппарате реализованы два режима работы – непрерывный и импульсный, в котором оптимально подобраны значения частот повторения лазерных и светодиодных импульсов. Диапазон частот следования импульсов в аппарате начинается с 0,2 Гц и заканчивается на 1500 Гц. В аппарате предусмотрена реализация частоты Шумана (7, 17 Гц и т.д.), а также частот, соответствующих ряду Фибоначчи (0, 1, 2, 3, 5, 8, 13 Гц и т.д.), что отсутствует во многих аналогичных аппаратах. Более подробные технические характеристики аппарата «Спектр ЛЦ-02» представлены в табл. 11.

Таблица 11

Основные технические характеристики
аппарата «Спектр ЛЦ-02»

| | |
|---|---|
| Режимы работы: | Непрерывный и импульсный |
| Частота световых импульсов, Гц | от 0,2 до 1500 |
| Уровни мощности, % | 50, 75, 100 |
| Время процедуры, мин | от 1 до 20 |
| Габаритные размеры, мм | 190 х 138 х 60 |
| Масса, кг | 2 |
| Потребляемая мощность, ВА | 50 |
| Питание от сети переменного тока | 220 В, 50 Гц |

Диапазон плотностей мощности оптического излучения в зависимости от используемых излучателей лежит в пределах от 0,5 до 150 мВт, а мощность излучения можно дискретно изменять до 0,75 и 0,5 максимальной, что часто необходимо, например, в педиатрии. Работой излучателей управляет микропроцессор, который позволяет повысить стабильность мощности излучения.

В аппарате используются светоизлучатели, работающие как в видимом диапазоне (красный 650 нм, оранжевый 610 нм, желтый 590 нм, зеле-

ный типа 1 - 560 нм, типа 2 – 515 нм, синий 470 нм, фиолетовый 400 нм), так и в ближнем инфракрасном диапазоне (840 нм). В аппарате предусмотрена возможность контроля инфракрасного излучения с помощью встроенного в блок управления фотодиодного устройства и светоиндикатора. Мощность светодиодных наконечников и матриц представлена в табл. 12 и 13.

Таблица 12

Максимальная мощность излучения светодиодных наконечников, мВт

| | |
|---|---|
| Инфракрасного спектра | 7,0 |
| Красного спектра | 1,5 |
| Оранжевого спектра | 1,0 |
| Желтого спектра | 0,7 |
| Зеленого спектра (тип 1) | 0,1 |
| Зеленого спектра (тип 2) | 0,8 |
| Синего спектра | 1,0 |
| Фиолетового спектра | 0,7 |

Таблица 13

Максимальная мощность излучения светодиодных матриц, мВт

| | |
|---|---|
| Инфракрасного спектра | 112 |
| Красного спектра | 48 |
| Оранжевого спектра | 32 |
| Желтого спектра | 22 |
| Зеленого спектра (тип 1) | 3,2 |
| Зеленого спектра (тип 2) | 12,8 |
| Синего спектра | 16 |
| Фиолетового спектра | 10 |

Аппарат светодиодный для фототерапии портативный серии «Геска-Универсал» (рис. 45) предназначен для воздействия на патологический очаг в фазе обострения воспалительного процесса синим и инфракрасным излучением с целью купирования острой фазы, а затем красным и инфракрасным излучением для лечения воспаления в фазе ремиссии, а с насадкой – медленно изменяющимся магнитным полем постоянного магнита или совокупностью магнитного поля и оптических излучений. Подробные технические характеристики аппарата приведены в табл.14. В приборе реализованы три типа воздействия: излучением красного диапазона с длиной волны 660 нм,

оказывающим ярко выраженное стимулирующее, нормализующее действие на клетки, излучением ближнего инфракрасного диапазона с длиной волны 780 нм, обладающим прогревающим воздействием, которое усиливает тканевый метаболизм, что позволяет в 3-5 раз ускорять выздоровление при воспалительных заболеваниях, но противопоказано при многих заболеваниях, а также воздействием синего диапазона с длиной волны около 430 нм, которое позволяет снимать острую стадию воспалительного процесса.

Рис. 45. Внешний вид аппарата **«Геска-Универсал»**

Аппарат может применяться в условиях физиотерапевтических кабинетов поликлиник, больниц и лечебно - профилактических учреждений широкого профиля, а также индивидуально в бытовых условиях.

Таблица 14

Технические характеристики аппарата «Геска-Универсал»

| | |
|---|---|
| Длина волны излучения, нм:<br>синего<br>красного<br>инфракрасного | <br>430±30<br>660 ± 15<br>840 – 950 |
| Суммарная плотность мощности излучения | 1,5 - 10,0 мВт/ см$^2$ |
| Плотность мощности излучения:<br>на длине волны 430 ± 30 нм<br>на длине волны 660 ± 15 нм<br>на длине волны 840 – 950 нм | <br>0,5 - 2,0 мВт/ см$^2$<br>1,0 - 7,0 мВт/ см$^2$<br>2,0 - 10,0 мВт/ см$^2$ |
| Магнитная индукция, не менее | 20 мТл |
| Площадь облучения, не менее | 10 см$^2$ |
| Напряжение и частота питающей сети переменного тока | 220 В, 50 Гц |
| Потребляемая мощность | не более 8 ВА |

В портативном физиотерапевтическом светодиодном аппарате для фототерапии «Геска-Полицвет» (рис. 46) для лечения пациентов используется монохроматическое излучение в диапазоне 400 – 1000 нм (оранжевый, желтый, зеленый, голубой, синий, фиолетовый цвета и инфракрасное излучение). Технические характеристики прибора приведены в табл. 15.

Рис. 46. Внешний вид аппарата «Геска-Полицвет»

Таблица 15

Технические характеристики аппарата «Геска-Полицвет»

| | |
|---|---|
| Длина волны излучения, нм<br>синего<br>зеленого<br>жёлтого<br>оранжевого<br>красного<br>инфракрасного | <br>430 ± 10<br>565 ± 10<br>590 ± 15<br>610 ± 10<br>660 ± 15<br>880 ± 25 |
| Суммарная плотность мощности излучения | 1,5 - 10,0 мВт/см$^2$ |
| Плотность мощности излучения:<br>на длине волны 430 ± 30 нм<br>на длине волны 565 ± 10 нм<br>на длине волны 590 ± 15 нм<br>на длине волны 610 ± 10 нм<br>на длине волны 660 ± 15 нм<br>на длине волны 880 ± 25 нм | <br>0,7 мВт/см$^2$<br>0,2 мВт/см$^2$<br>0,5 мВт/см$^2$<br>0,5 мВт/см$^2$<br>2,0 мВт/см$^2$<br>5,0 мВт/см$^2$ |
| Магнитная индукция, не менее | 10 мТл |
| Площадь облучения, не менее | 1 см$^2$ |

Окончание табл. 15

| | |
|---|---|
| Напряжение и частота питающей сети переменного тока | 220 В, 50 Гц |
| Потребляемая мощность | не более 8 ВА |

Аппарат снабжен съемной магнитной насадкой, усиливающей эффект лечения. Отличительные особенности аппарата – высокая надежность, малые габариты, простота обращения, а также широкий диапазон длин волн видимого и невидимого спектра.

Портативный физиотерапевтический светодиодный аппарат для фототерапии «Геска-1» (рис. 47) предназначен для воздействия на патологический очаг красным и инфракрасным некогерентным излучением совместно с воздействием постоянным магнитным полем. Магнитное поле усиливает действие прибора. Наличие волн различной длины и постоянного магнитного поля позволяет получить комбинированный метод лечения с положительным терапевтическим эффектом.

Аппарат может применяться в условиях физиотерапевтических кабинетов поликлиник, больниц и лечебно-профилактических учреждений широкого профиля, а также индивидуально в бытовых условиях для надвенного и надартериального облучения крови, излучение красного спектра обладает противовоспалительным, противоотечным действием при лечении различных ран и ожогов. В комплекте имеется насадка с постоянным магнитом. Подробные технические характеристики прибора приведены в табл. 16.

Рис. 47. Внешний вид аппарата «Геска-1»

Таблица 16

Технические характеристики аппарата «Геска-1»

| | |
|---|---|
| Длина волны излучения, нм<br>красного<br>инфракрасного | <br>660<br>840 - 950 |
| Мощности излучения, мВт/см<br>на длине волны 660 нм<br>на длинах волн от 840 до 950 нм | <br>0,35 - 1,8<br>2,2 - 8,0 |
| Суммарная плотность мощности излучения, мВт/см<br>на длине волны 660 нм<br>на длинах волн от 840 до 950 нм | <br>0,6 - 6,0<br>2,2 - 8,0 |
| Магнитная индукция магнитной насадки, мТл | 30 - 50 |
| Площадь облучения, $см^2$ | 4 |
| Время установления рабочего режима, с | не более 10 |
| Потребляемая мощность, Вт | 4 |
| Напряжение и частота питающей сети переменного тока | 220 В, 50 Гц |
| Масса аппарата без упаковки, кг | 0,4 |

Портативный физиотерапевтический светодиодный матричный аппарат для фототерапии «Дюна-Т» (рис. 48) создан на основе воздействия на ткани организма рассеянными лучами видимого красного и невидимого инфракрасного света.

Рис. 48. Внешний вид аппарата «Дюна-Т»

Красный и инфракрасный спектры оптического излучения глубоко проникают и активизируют процессы жизнедеятельности всего организма. В результате этого воздействия в тканях происходят биохимические процессы, восстанавливающие клеточные структуры. Красный и инфракрасный свет аппарата улучшают микроциркуляцию крови в мелких сосудах и тканях, повышают скорость окислительно-восстановительных процессов, усиливают регенерацию поврежденных тканей, обладают выраженным противовоспалительным, обезболивающим и противоотечным действиями, повышают местный и общий иммунитет. Светодиодное излучение аппарата – это сильный болеутоляющий и антивоспалительный фактор.

Таблица 17

Технические характеристики аппарата «Дюна-Т»

| | |
|---|---|
| Длина волны излучения, нм<br>красного<br>инфракрасного | <br>650<br>920 |
| Плотность мощности излучения, мВт/см<br>на длине волны 650 нм<br>на длине волны 920 нм | <br>0,8<br>1,5 |
| Площадь облучения, $см^2$. | 16 |
| Потребляемая мощность, ВА | 6 |
| Напряжение и частота питающей сети переменного тока | 220 В, 50 Гц |

Аппарат предназначен для применения в поликлиниках, больницах, физиотерапевтических кабинетах, а также в домашних условиях. Технические характеристики аппарата представлены в табл. 17. Можно отметить, что по способу защиты пациента и обслуживающего персонала от поражения электрическим током аппарат выполнен в соответствии с требованиями к изделиям класса II тип BF ГОСТ Р 50267.0-9. Из минусов аппарата можно выделить, прежде всего, наличие всего двух типов светодиодного излучения – инфракрасного и красного спектров. Другими минусами является небольшая площадь и мощность облучения, а также отсутствие регулировки мощности, модулированного режима и, как следствие, отсутствие регулировки частоты. Ещё одним минусом является отсутствие встроенного аккумулятора.

# ГЛАВА III. ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРОВ И СВЕТОДИОДОВ В МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Лазерные и другие оптоэлектронные технологии в медицине не ограничиваются только рамками проведения лечебных процедур. Не менее перспективной областью их применения в медицине сегодня может считаться так называемая неинвазивная диагностика. Это новое диагностическое направление — оптическая неинвазивная диагностика — зародилось в конце 1980-х годов. Данный вид диагностики предполагает использование оптического (в том числе и лазерного) излучения для прижизненного зондирования тканей и органов пациента с целью получения по отраженному и рассеянному лучу света диагностической информации о морфологическом (анатомическом) строении и о биохимическом составе обследуемого участка тканей тела пациента. Традиционно ранее это было под силу дорогостоящим рентгенологическим, магнито-резонансным, ультразвуковым, биохимическим и гистологическим методам исследования. Оптическая диагностика во многом может позволить решать эти задачи неинвазивно и без использования ионизирующих излучений.

Оптические методы диагностики основываются на том факте, что все основные биохимические и клеточные компоненты тканей и крови обладают характерными спектрами поглощения, отражения, рассеяния, флюоресценции. Эти спектры различны для разных мягких тканей и областей уплотнения в них, для окисленного и восстановленного состояния молекул в клетках ткани. Общее же процентное соотношение разных биохимических и анатомо-морфологических компонент в тканях различно для состояния нормы и заболевания органов и систем организма. Поэтому общее функциональное и патофизиологическое состояние тканей отражается на их общих оптических свойствах, которые могут быть, например, зарегистрированы методами лазерного спектрального анализа и спектроскопии рассеяния. Современное развитие оптики, электроники и компьютерной техники позволяет проводить диагностику чрескожно и в реальном масштабе времени. Диагностические приборы, реализующие эти принципы, представляют собой соединенные с компьютером оптико-электронные узлы и блоки, позволяющие освещать область тела пациента низкоинтенсивным оптическим излучением заданной мощности и спектрального состава и регистрировать выходящее из тканей пациента вторичное (рассеянное) излучение. Часто в качестве источников излучения применяют лазеры.

Оптическая диагностика заключается в подведении к обследуемому участку тела пациента оптического датчика и считывания показаний с экра-

на монитора компьютера. Это открывает врачу новые возможности непосредственно в своем кабинете изучать прижизненную динамику тех или иных объективных биохимических показателей у пациента и корректировать по ним ход курса лечения. Для пациента, при условии разработки портативных карманных приборов, появляется возможность проводить ежедневный мониторинг своего состояния здоровья на работе или в домашних условиях.

Оптическая неинвазивная диагностика может эффективно решать задачи в области онкологии при проведении дифференциальной диагностики заболеваний молочных желез, проводить контроль нарушений периферического кровообращения, мониторинг ожогов, гнойных процессов, оценку расстройств периферической и центральной нервной системы.

Для реализации всех этих методов обследуемая биологическая ткань освещается низкоинтенсивным оптическим излучением $F_0$ разного спектрального состава, которое, проходя внутрь ткани, поглощается содержащимися в тканях хромофорами и рассеивается на внутренних неоднородностях среды (рис. 49).

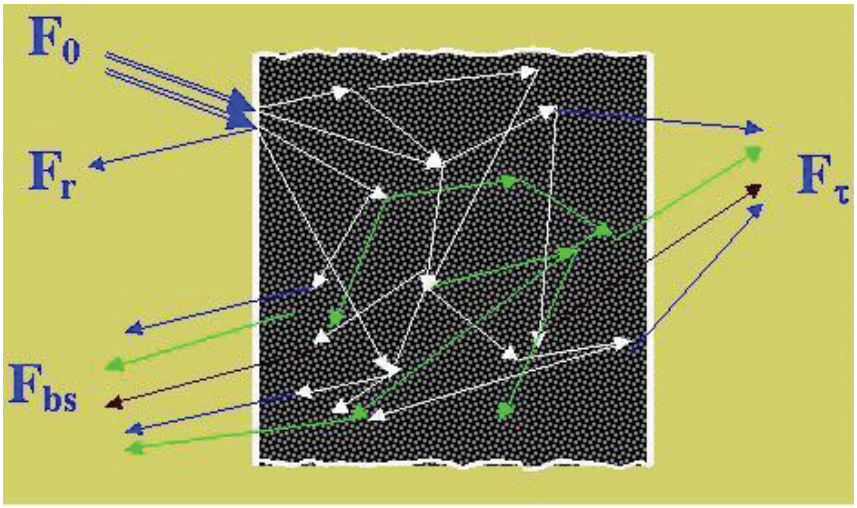


Рис. 49. Особенности взаимодействия света с биотканью

В результате процессов внутреннего светорассеяния и отражения с фронтальной и тыльной поверхностей биоткани выходят вторичные потоки излучения $F_i$, содержащие информацию о внутренней структуре биоткани и о наличии в ней различных биологических молекул и анатомо-морфологических структур, рассеивающих и поглощающих свет в различных спектральных диапазонах длин волн. Многие биологические молекулы обладают также способностью к вынужденной флюоресценции (иногда и фосфоресценции) под влиянием внешнего освещения, а рассеяние света на движущихся форменных элементах крови дополнительно приводит к доплеровским сдвигам частот оптического излучения. Все это существенно

дополняет и обогащает получаемую врачом информацию об обследуемой биологической ткани, однако ее «извлечение» из регистрируемых приборами световых потоков $F_i$ возможно лишь с привлечением серьезных методов физико-математической обработки данных. В основе этих методов сегодня, как правило, лежат математические модели линейного взаимодействия излучения и вещества — теория переноса и рассеяния света в мутных средах, теория дифракции света на неоднородностях среды, фотометрические модели и т. п.

Диагностические приборы, реализующие все эти принципы, представляют собой соединенные с компьютером оптико-электронные узлы и блоки, позволяющие освещать область тела пациента низкоинтенсивным оптическим излучением заданной мощности и спектрального состава и регистрировать выходящее из тканей пациента вторичное (рассеянное) излучение. Очень часто в качестве источников излучения используют лазеры, вследствие чего в названии методов диагностики может присутствовать дополнительное определение «лазерная». С точки зрения пользователя диагностика заключается в простом поднесении к обследуемому участку тела пациента оптического датчика (световода) и считывания показаний с экрана монитора компьютера.

В настоящее время развивается несколько перспективных направлений оптической диагностики: оптическая диффузная томография, лазерная когерентная и низкокогерентная томография, флюоресцентная диагностика, лазерная допплеровская флоуметрия, тканевая оксиметрия и ряд других направлений.

### 3.1. Оптическая диффузная томография

Методы лазерной диффузионной томографии позволяют без использования рентгена просвечивать лазером мягкие ткани пациента и математическими методами обработки изображений восстанавливать картину внутренних неоднородностей структуры биоткани.

Томография как метод медицинской диагностики начала активно развиваться в 70-х годах XX века. Хотя математическая база для её развития была создана И. Радоном ещё в 1917 году, технические и технологические предпосылки к применению томографии в медицине возникли лишь спустя полвека. В 1963–1964 годах были опубликованы работы А. Кормака, в которых описывались томографические алгоритмы, пригодные для медицинских приложений, а в 1972 году фирма EMI (Великобритания) начала выпуск первого серийного рентгеновского томографа, разработанного под руководством Г. Хаунсфилда. В 1979 году А. Кормаку и Г. Хаунсфилду была присуждена Нобелевская премия по медицине и физиологии «за разработку

компьютерной томографии» – тем самым мировое научное сообщество признало огромное значение нового метода.

Сегодня наиболее широко известны так называемая «компьютерная томография» (КТ), под которой понимают рентгеновскую трансмиссионную томографию, и «магнито-резонансная томография» (МРТ), из названия которой – ради спокойствия пациентов – удалили слово «ядерная», хотя никакого отношения к радиоактивности данный метод не имеет. Методы КТ и МРТ хорошо разработаны и нашли широкое применение в клинической практике. Однако использование в этих методах потенциально опасных для здоровья видов излучения и жёстких магнитных полей ограничивает их применение. В частности, как КТ, так и МРТ не применяются для исследования внутренних структур головного мозга новорождённых (являясь в то же время основным средством проведения таких исследований у взрослых пациентов). Именно эта область сегодня рассматривается как основная область применения нового и сравнительно молодого вида томографии – трансмиссионной оптической томографии (ТОТ), использующей практически безвредное для человека маломощное (порядка десятков мВт) излучение ближнего инфракрасного диапазона. Потенциальные преимущества ТОТ отнюдь не исчерпываются её безопасностью.

Использование инфракрасного излучения, хорошо поглощаемого гемоглобином в окси- и дезокси-состояниях (на разных длинах волн) позволяет получать пространственное распределение степени оксигенации тканей, что невозможно в других методиках. Использование излучения со специфичными длинами волн позволит также определять пространственное распределение НАД (NAD), $НАД^{+}$ (NADH), триптофана, различных цитохромов (билирубин, меланин, цитохром-оксидаза) и концентрации воды. Всё это позволяет не только успешно и своевременно диагностировать ряд заболеваний (дисплазия, опухоли, тромбоз, гематомы — в частности, при родовых травмах головы младенца), но и получать информацию о метаболических процессах и функционировании различных органов в динамике. В частности, оптическая томография позволит в реальном масштабе времени наблюдать пространственное распределение насыщенности тканей водой, pH-фактора и т. п.

В КТ и МРТ восстановлению подлежит пространственное распределение одной величины (коэффициента поглощения рентгеновских лучей или концентрации ядер водорода). Задачей оптической томографии является восстановление пространственного распределения двух оптических характеристик –коэффициента поглощения (что даёт информацию о химическом составе тканей) и коэффициента рассеяния (определяемом в первую очередь особенностями клеточного строения). Таким образом, ТОТ позволяет получить существенно больше информации, имеющей важное диагностическое

значение. Конструкция оптического томографа существенно проще (и дешевле) конструкции систем, применяемых в КТ и МРТ. Это позволит шире использовать ТОТ в медицинской практике, а также создавать портативные томографические системы, что будет означать настоящий прорыв в развитии медицинской диагностики.

Сегодня оптическая томография находится на пороге широкого внедрения в клиническую практику. Первой «продаваемой» системой стал маммограф DYNOT (Dynamic Infrared Optical Tomography), разработанный в NIRx Medical Technologies (США) совместно с исследователями из Медицинского центра Downstate при Медицинском университете Нью-Йорка под руководством доктора Барбура. В работах по созданию маммографа CTLM (рис. 51) принимал участие коллектив Центра биомедицинской фотоники Бриттона Чанса. Сейчас самой актуальной моделью является маммограф «CTLM-1020» (рис. 52) фирмы «Imaging Diagnostic Systems Inc.» (США).

Рис. 51. Система CTLM производства Imaging Diagnostic Systems – один из первых в мире серийных оптических томографов

Приборы диффузионной томографии позволяют просвечивать лазером ткани молочных желез и математическими методами обработки изображений восстанавливать картину внутренних неоднородностей структуры ее биоткани. Приборы данного типа выпускаются также зарубежными фирмами «Перифлюкс» (Швеция) и «Трансоник» (США).

Одним из лидеров в области исследований головного мозга новорождённых сегодня является Исследовательская лаборатория биомедицинской оптики, относящаяся к кафедре Биомедицинской физики и биоинженерии Университетского колледжа в Лондоне. Разработанная под руководством С. Эрриджа система MONSTIR(Multi-channel Opto-electronic Near-infrared System for Time-resolved Image Reconstruction)в нас тоящее время

проходит клинические испытания и, вероятно, в скором времени послужит прототипом для разработки серийного оптического томографа (рис. 53). Томографические срезы, полученные с помощью системы MONSTIR, показаны на рис. 54.

Рис. 52. Маммограф CTLM-1020

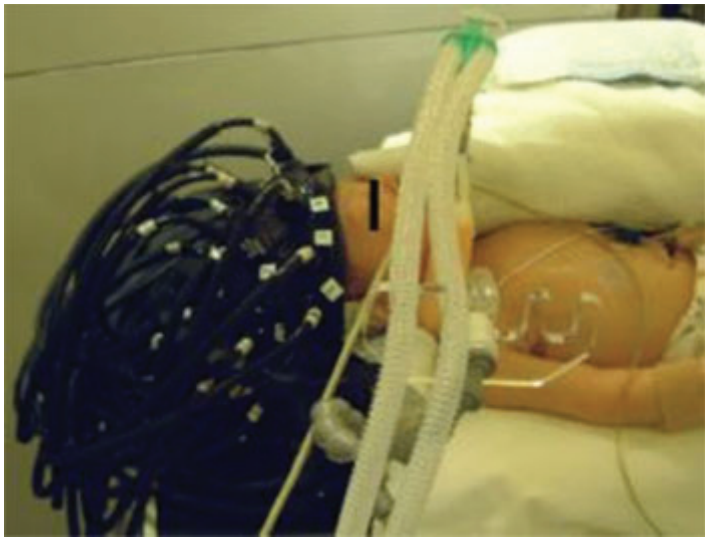

Рис. 53. Система MONSTIR – прототип оптического томографа для исследований головного мозга новорождённого

Активно развивается примыкающее направление эмиссионной оптической томографии лабораторных животных. Регистрация излучения, возникающего в результате биолюминисценции, и восстановление пространственного распределения источников излучения позволяет наблюдать процесс экспрессии генов, что весьма важно для работ в области создания лекарств. Одним из лидеров этого направления является возглавляемое доктором Сахеджином подразделение по визуализации органов мелких животных Университета Тафтса (США, Массачусетс).

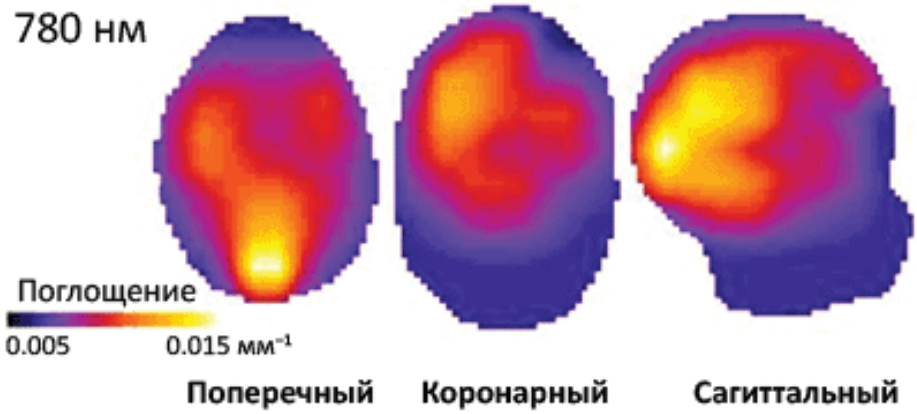


Рис. 54. Томографические «срезы» распределения коэффициента поглощения лазерного излучения в голове новорождённого, полученные с помощью системы MONSTIR

Следует особо отметить, что интерес к развитию оптической томографии связан не только с огромным прикладным значением, но и с научной сложностью самой задачи, которая, как не устают повторять авторы работ в данной области, представляет собой «настоящий вызов». Оптическая томография не является «продолжением» томографии рентгеновской. Распространение лазерного излучения в биологической среде существенно отличается от распространения рентгеновских лучей. Если в последнем случае наблюдается только поглощение излучения (точнее, рассеяние является пренебрежимо малым), то при прохождении оптического излучения через биологическую ткань рассеяние излучения начинает играть главную роль. Вошедший в биологическую среду лазерный луч «размывается», траектории фотонов становятся существенно криволинейными. Это не позволяет использовать математический аппарат рентгеновской томографии, базирующийся на представлении о прямолинейном распространении излучения в среде, законе Бугера-Ламберта-Бэра и преобразовании Радона.

Кроме того, если задачей рентгеновской томографии является восстановление пространственного распределения одной неизвестной величины (коэффициента поглощения излучения), то в оптической томографии восстановлению подлежит пространственно распределение как коэффициента поглощения, так и коэффициента рассеяния. В этом случае использование «рентгеновской» схемы измерений с регистрацией только ослабления постоянного излучения даёт принципиально недостаточно информации. Для задач оптической томографии необходимы новые, более информативные методы измерений, с регистрацией временных распределений пико- или фемтосекундных импульсов, прошедших через исследуемый объект («time-domain tomography»), или измерением сдвига фазы зондирующего излучения с высокочастотной модуляцией («frequency-domain tomography»).

Таким образом, ТОТ является очень дальним родственником рентгеновской томографии. Фактически, это совершенно новая научная и техническая задача. Её решение связано с развитием самых различных областей как фундаментальной, так и прикладной науки. И даже выход на стадию лабораторных исследований в данной области может рассматриваться как серьёзный успех, а полученные при этом результаты могут найти широкое применение в различных смежных областях знания (например, в области численных методов и математического моделирования, или в области развития фото- и спектрометрии). В связи с этим отрадно констатировать, что столь перспективное и важное направление не остаётся без внимания российской науки.

По направлению оптической диффузионной томографии (ОДТ) в ИПФ РАН создана установка для обнаружения рака молочной железы на ранних стадиях и изучения органических и функциональных состояний головного мозга. В настоящее время данный метод проходит доклинические испытания в РФ (ИПФ РАН) и является аналогом коммерческих установок, создаваемых за рубежом (Hamamatsu, Siemence). Метод ОДТ определяет поглощающие и рассеивающие неоднородности внутри биоткани на основе обработки сигнала от прошедшего через ткань лазерного излучения. Применение источников излучения на нескольких длинах волн дает возможность не только локализовать неоднородности в биотканях, но и определять их компонентный состав (окси-, дезоксигемоглобин, вода, липиды), поскольку эти вещества имеют различную зависимость коэффициента поглощения от длины волны. В медицине и биологии их концентрация является традиционным клиническим индикатором состояния организма.

### 3.2. Лазерная когерентная и низкокогерентная томография

Оптическая когерентная томография (ОКТ) широко используется в современной медицине. Это неинвазивный и высокоточный метод исследования, с помощью которого стало возможным получать изображение поперечного среза исследуемых тканей in vivo. ОКТ была разработана в Массачусетском технологическом университете в конце 80-х годов XX века. Оптическая когерентная томография нашла применение во многих отраслях медицины — в гастроэнтерологии, кардиологии, урологии, дерматологии, стоматологии. Однако наибольшую популярность новая методика завоевала в диагностике заболеваний глаза. Самый известный прибор, реализующий технологию ОКТ в офтальмологии,— Stratus OCT (Carl Zeiss Meditec) на данный момент был продан в количестве, превышающем 6 тыс. экземпляров. В мире насчитывается более тысячи статей и научных трудов, посвященных применению ОКТ в диагностике заболеваний глаза.

Суть ОКТ заключается в измерении времени задержки светового луча, отраженного от исследуемой ткани. Поскольку современное оборудование не позволяет непосредственно измерять этот параметр на столь малых пространственных отрезках, работа ОКТ построена на принципах световой интерферометрии.

До недавнего времени основой всех когерентных томографов был интерферометр Михельсона (time–domain OCT). Источником света в нем является суперлюминесцентный диод, позволяющий получать луч низкой когерентности. С помощью делителя световой пучок расщепляется на две равные части, одна из которых направляется на исследуемую структуру, вторая — на подвижное зеркало (опорное плечо). Исследователь путем смещения рабочей части прибора добивается того, чтобы расстояние до обоих объектов было одинаковым. После этого отраженные лучи суммируются, что вызывает эффект интерференции, регистрируемый фотодетектором. Полученная амплитуда интерферировавшей световой волны характеризует отражающую способность конкретной точки исследуемого объекта. Затем опорное плечо смещается, и выполняется исследование следующей точки. В итоге формируется одномерный А-скан (axial scan). Получаемое путем суммирования нескольких А-сканов двухмерное изображение, по аналогии с ультразвуковым исследованием, называется В–сканом. Расстояние между точками А–скана определяет продольное (аксиальное) разрешение, между соседними А-сканами — поперечное.

Основным фактором, ограничивающим возможности Time–domain OCT, является наличие механического элемента системы — подвижного зеркала опорного плеча. От точности и скорости его смещения напрямую зависят аксиальное разрешение и время сканирования. Максимальная продольная разрешающая способность ОКТ, полученная в лабораторных условиях, составляет 2–3 мкм. Этот результат достигнут на неподвижных объектах с использованием в качестве источника света фемтосекундного лазера. Однако коммерческий вариант данной системы не был реализован ввиду ее высокой стоимости.

Максимальная разрешающая способность Time–domain ОКТ в клинике представлена в последней модификации Stratus OCT и составляет 8–10 мкм при скорости сканирования 400 А-сканов в секунду. Стандартное исследование, состоящее из 512 А-сканов, занимает, таким образом, более 1 секунды.

Коренной перелом в технологии оптической когерентной томографии произошел с внедрением в практику спектральных интерферометров, использующих преобразование Фурье (spectral/Fourier domain). Их отличием от интерферометра Михельсона является наличие спектрометра и высокоскоростной CCD — камеры (CCD — charge–coupled device, русскоязычный

аналог термина — ПЗС (прибор зарядовой связи). Источником света является широкополосный суперлюминесцентный диод, позволяющий получить низкокогерентный луч, содержащий несколько длин волн.

Как и в time–domain ОСТ, световой импульс делится на две равные части, одна из которых отражается от фиксированного опорного плеча (зеркала), вторая — от исследуемого объекта. Затем сигналы суммируются, а проинтерферировавший луч света раскладывается на составные части спектра, которые одномоментно фиксируются CCD–камерой. Полученный спектр интерференции состоит из совокупности световых волн, отраженных от различных по глубине участков исследуемого объекта. Затем из полученного массива данных путем математического преобразования Фурье выделяются частотные составляющие, из которых формируется А-скан.

Таким образом, получение линейного скана происходит не путем последовательного измерения отражающих свойств каждой отдельной точки пространства, а одномоментно. Глубина сканирования при этом равна зоне когерентности. Подобный принцип исследования позволяет преодолеть ограничивающие факторы, связанные со скоростью и точностью движения механических частей интерферометра, поскольку опорное плечо остается во время исследования неподвижным. Скорость сканирования спектральных ОКТ зависит от быстроты работы CCD–камеры и математического преобразователя, а аксиальная разрешающая способность — от чувствительности спектрометра. Поперечное разрешение всех типов ОКТ ограничивается аберрациями оптической системы глаза.

Благодаря принципу своей работы, спектральные ОКТ позволяют выполнять более 25 тыс. линейных сканов в секунду, превосходя по этому параметру оптические томографы предыдущего поколения более чем в 60 раз (некоторые модели — в 120 раз). Аксиальная разрешающая способность находится в пределах 3–8 мкм, а поперечная — 10–15 мкм. К моменту написания статьи на мировом рынке было представлено 5 моделей спектральных оптических когерентных томографов с возможностью исследования заднего отрезка глаза:

1. RTVue-100 фирмы Optovue (США) — позволил совместить в одном приборе возможности исследования как переднего, так и заднего отрезка глазного яблока.

2. 3D OCT–1000 (Topcon) — обладает функциями фундус–камеры и сопоставления фотоснимка глазного дна с ОКТ изображением.

3. CIRRUS HD OCT (Carl Zeiss).

4. Soct Copernicus и Soct Copernicus HR совместного производства Reichert (США) — Optopol (Польша). Soct Copernicus HR обладает на сегодняшний день максимальной заявленной скоростью сканирования

(55000 А-сканов в секунду) и аксиальным разрешением (3 мкм). Также под маркой Soct разработан спектральный ОКТ для исследования переднего отрезка глаза.

5. Spectralis HRA+OCT (Heidelberg Engineering) — ОКТ-приставка к лазерному сканирующему ангиографу HRA.

Первым коммерческим прибором, в котором были реализованы возможности спектральной ОКТ глаза, стал RTVu-100 фирмы Optovue (США). Компания объявила о начале его производства в конце 2006 года. Именно этот прибор мы используем в работе нашей клиники, поэтому в дальнейшем основные технические характеристики и протоколы обследования приводятся исходя из возможностей RTVu-100.

Значительный прирост скорости и точности метода качественно изменил роль оптической когерентной томографии в диагностике заболеваний глаза. Чтобы понять всю значимость этих изменений, рассмотрим спектральную ОКТ с точки зрения ее клинического применения.

Одной из самых главных проблем, возникающих при использовании томографов предыдущего поколения, является чувствительность метода к микродвижениям глазного яблока. Наибольшие погрешности вызывают так называемые микросаккады — непроизвольные быстрые движения с амплитудой 2–10 угловых мин и интервалом от 100 мс. Одно стандартное исследование на Stratus OCT (512 А–сканов) длится 1,28 с. За это время глазное яблоко 10–14 раз меняет свое положение. Подобный эффект негативно сказывается на конечной томограмме. Для нейтрализации появляющихся артефактов применяются методы графического сглаживания. Они эффективно выравнивают изображение, но могут скрывать локальные изменения, что вносит дополнительные затруднения в интерпретацию результатов.

Спектральные когерентные томографы в отличие от time–domain OCT позволяют получить стандартный линейный профиль (1024 А-сканов) в среднем за 0,04 с. За этот промежуток времени глазное яблоко не успевает совершить значимых движений, а значит, конечный В-скан максимально соответствует истинной структуре изучаемого объекта. Высокое разрешение позволяет четко идентифицировать все слои сетчатки и внутренние слои сосудистой оболочки. Диагностический поиск производится на уровне отдельных структур и групп клеток. Четкая визуализация комплекса «пигментный эпителий — слой фоторецепторов — наружная пограничная мембрана» способствует раннему выявлению ретино–хориоидальной патологии. В качестве примера представлена ОКТ периферической зоны сетчатки пациента (рис. 55), страдающего дистрофией Штаргардта (рис. 56). Высокая разрешающая способность метода позволяет выявить патологические изменения в слое наружных сегментов фоторецепторов.

Однако главным отличием спектральных ОКТ стала возможность трехмерной визуализации объекта (участок сетчатки, головка зрительного нерва, роговица и проч.). Высокая скорость сканирования позволяет выполнить большое количество А-сканов (более 50 000) участка ткани фиксированной площади за 1–2 с. На основе этих данных программное обеспечение восстанавливает трехмерную структуру объекта.

Полученное 3D–изображение позволяет оценить профиль поверхности изучаемой структуры, ее внутреннюю топографию. Возможна четкая визуализация границ патологических образований, наблюдение за их динамикой. Также эта функция незаменима в поиске небольших по размерам изменений, вероятность попадания которых в одиночный линейный скан мала. На рис. 57 продемонстрирована трехмерная структура центральной зоны сетчатки пациентки с хориоидальной неоваскуляризацией. 3D–томограмма позволяет оценить вовлеченность фовеолы в патологический процесс и проследить динамику изменений.

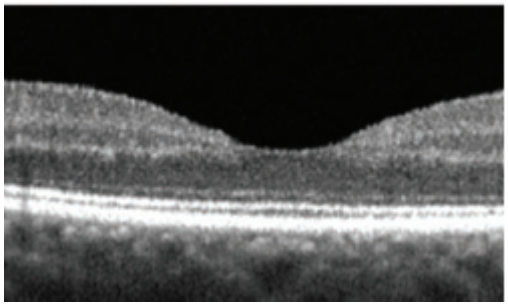

Рис. 55. Спектральная оптическая когерентная томография позволяет четко визуализировать основные слои сетчатки

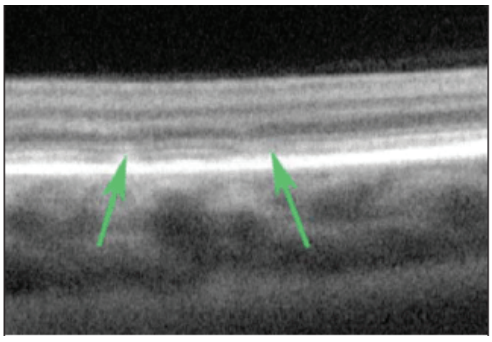

Рис. 56. ОКТ периферии сетчатки пациентки, страдающей дистрофией Штаргардта (стрелками указаны дефекты в слое наружных/внутренних сегментов фоторецепторов)

Трехмерная модель головки зрительного нерва (ГЗН) открывает новые возможности в оценке профиля экскавации при глаукоме (рис. 58). RTVu–100 позволяет выполнять морфометрию ГЗН, сходную по структуре полу-

чаемых данных с HRT. При этом определение границ диска зрительного нерва производится на основе 3D–изображения, что позволяет наносить его контур, основываясь на структурных особенностях ГЗН.

Возможность исследования толщины сетчатки и ее слоев на определенном участке впервые была реализована в Stratus OCT. Итогом выполнения стандартного протокола является карта, представляющая полученные результаты графически и в абсолютных значениях. Методы картирования нашли широкое применение как в практической, так и в научно-исследовательской работе.

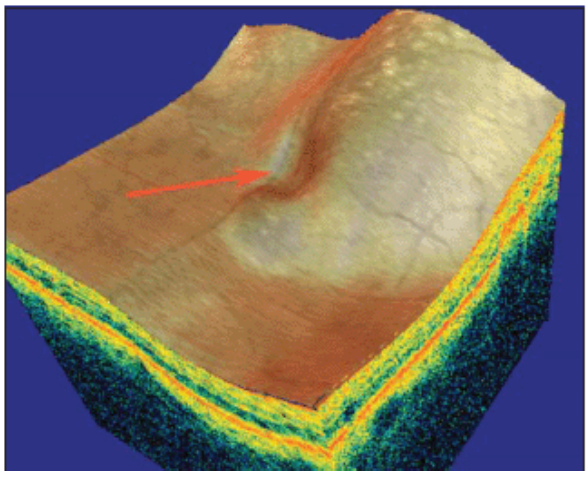

Рис. 57. Трехмерная модель центральной зоны сетчатки пациентки с хорноидальной исоваскуляризацией

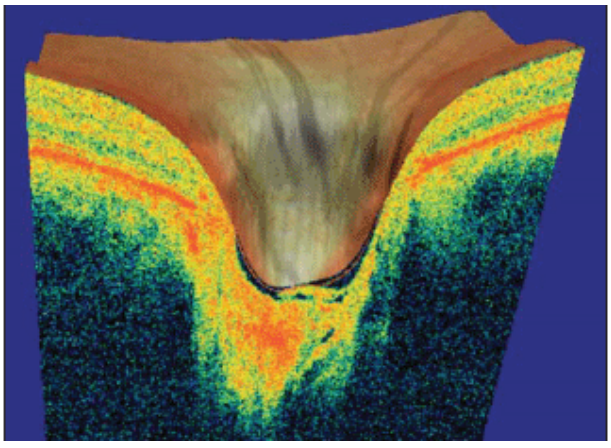

Рис. 58. Трехмерная модель головки зрительного нерва пациента, страдающего первичной открытоугольной глаукомой

Спектральная оптическая томография предоставляет новые возможности построения карт глазных структур. Прежде всего высокая скорость сканирования повышает их точность, поскольку на единицу площади приходится большее количество А-сканов. Кроме того, выполнение стандартно-

го протокола исследования занимает не более 1 с, следовательно, движения глазного яблока оказывают минимальное воздействие на конечный результат.

Высокая разрешающая способность позволяет четко идентифицировать границы между слоями сетчатки в автоматическом режиме. В результате становится возможным получать не только карту толщины сетчатки, но и ее отдельных слоев (слой ганглиозных клеток и нервных волокон, фоторецепторных клеток, пигментного эпителия). На рис.59 представлена карта элевации пигментного эпителия сетчатки пациентки с впервые диагностированной ВМД. Линейные сканы центральной зоны сетчатки не выявили патологических изменений. Однако методом картирования парацентрально были обнаружены участки локальной элевации пигментнго эпителия. Линейный скан, выполненный прицельно, позволил выявить расположенные на периферии друзы.

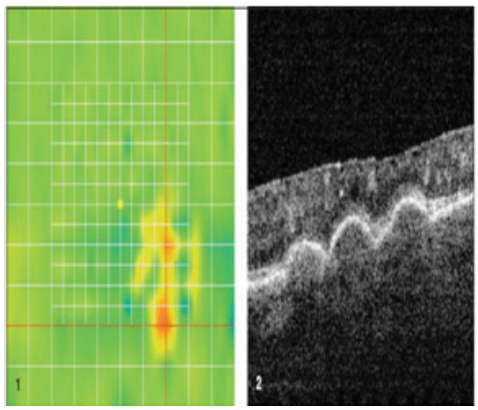


Рис. 59. Результаты спектральной ОКТ пациентки
с впервые выявленной возрастной макулодистрофией

Карта толщины слоя нервных волокон и ганглиозных клеток сетчатки расширяет возможности прибора в диагностике атрофий зрительного нерва, в том числе глаукомного генеза. Можно провести параллель в структуре получаемых результатов с поляриметрическими методами (хотя в последних определяется только толщина слоя нервных волокон без учета слоя ганглиозных клеток).

Еще предстоит выработать комплекс диагностических критериев для основных групп заболеваний заднего отрезка глаза, оценить точность получаемых результатов относительно приборов, использующих другие физические принципы (сканирующие лазерные офтальмоскопы, лазерные поляриметры и т.п.).

Однако уже сейчас можно утверждать, что спектральная оптическая когерентная томография является качественно новым методом диагностики заболеваний глаз. Ее информативность значительно превосходит ОКТ пре-

дыдущего поколения за счет возросшей разрешающей способности и высокой скорости исследования. Метод позволяет получить исчерпывающее представление об ультраструктуре произвольного участка сетчатки и головки зрительного нерва. Разнонаправленность получаемых результатов, широкие возможности диагностики и динамического наблюдения различных глазных заболеваний делают спектральную оптическую когерентную томографию одним из наиболее точных и универсальных методов морфологического исследования в офтальмологии.

По направлению оптической когерентной томографии (ОКТ) в институте прикладной физики (ИПФ) РАН (Москва) впервые в мире были созданы уникальные компактные томографы, в том числе для эндоскопических применений, и атласы ОКТ изображений тканей человека. Первое поколение томографов сертифицировано, начато их внедрение в клиническую практику. Технология защищена многочисленными патентами. Разработка физических принципов создания оптической когерентной томографии отмечена Государственной премией РФ в области науки и техники. ОКТ (или ее разновидность — оптическая когерентная микроскопия) применяется для исследования клеточных слоев или групп клеток с пространственным разрешением 1–15 мкм на глубину до 2 мм.

Для повышения диагностической эффективности метода разрабатывается технология кросс-поляризационной оптической когерентной томографии (КП ОКТ), позволяющая регистрировать не только коэффициент рассеяния микронеоднородностей биоткани, но и способность тканей к деполяризации зондирующего излучения, что может быть важно для дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных состояний. Также разрабатывается методика контрастирования ОКТ изображений с использованием наноразмерных агентов (золотые, углеродные наночастицы и др.), увеличивающих уровень чувствительности и специфичности до молекулярного.

### 3.3. Лазерная доплеровская флоуметрия

Приборы лазерной доплеровской флоуметрии позволяют измерять частотные ритмы и скорость капиллярного кровотока в микроциркуляторном русле биотканей. Лазерная допплерофлоуметрия основана на использовании лазерного луча определенной длины волны, который направляется через коронку зуба к кровеносным сосудам пульпы. Перемещение красных кровяных клеток способствует изменению частоты лазерного луча (допплеровский сдвиг частоты), а часть пучка отражается обратно. Этот отраженный пучок фиксируется фотоклетками на поверхности зуба, и его величина пропорциональна количеству клеток и скорости их перемещения.

Лазерная допплерофлоуметрия усложняется тем, что лазерный луч должен взаимодействовать сдвигающимися клетками внутри кровеносных сосудов пульпы. Чтобы избежать ложных ответов, необходимо использовать специальный зажим, обеспечивающий неподвижность датчика и его контакт с зубом. Положение датчика на коронке зуба относительно локализации пульпы влияет на результаты скорости кровотока. Из-за различий выходных данных датчика и неадекватной калибровки производителя можно порекомендовать проводить многократные исследования для точной оценки. Антигипертензивные препараты и никотин могут повлиять на кровоток в пульпе и привести к неточным результатам. Наконец, оборудование все еще слишком дорогостоящее для стоматологических клиник среднего уровня. Несмотря на ограничения, лазерная допплерофлоуметрия — перспективный метод оценки жизнеспособности пульпы и здоровья. При снижении стоимости оборудования и упрощении клинического применения эта технология могла бы успешно использоваться у пациентов с нарушенной чувствительностью или у тех, чьим ответам нельзя доверять, например, у маленьких детей. Поскольку этот тест абсолютно безвредный, боязливые или тревожные пациенты согласятся на него скорее, чем на другие исследования.

Приборы, в том числе и российские ЛАКК-01 (рис. 60) и ЛАКК-02 (рис. 61), позволяют измерять частотные ритмы и скорость капиллярного кровотока в микроциркуляторном русле биотканей.

Рис. 60. Анализатор капиллярного кровотока лазерный ЛАКК-01

Рис. 61. Одноканальный анализатор лазерный микроциркуляции крови компьютеризированный ЛАКК-02

ЛАКК-01 состоит из лазерного блока, набора зондов и программного обеспечения. В комплект входят зонды для поверхностей кожи, интероперационные, эндоскопические и колоноскопические зонды. Действие прибора основано на лазерном зондировании микрососудов кожи и слизистых оболочек и анализе доплеровского сигнала, сформированного в результате рассеяния излучения на движущейся крови. Аппарат позволяет исследовать перфузию тканей и изучать ритмы гемодинамики. В настоящее время разработан ряд приборов, позволяющих исследовать транспорт кислорода в микрососудах и осуществлять томографическое изучение гемодинамики. Технические характеристики аппарата ЛАКК-01 представлены в табл. 18.

Таблица 18

Основные технические характеристики аппарата ЛАКК-01

| | |
|---|---|
| Длина волны зондирующего излучения, мкм | 0,63 |
| Мощность зондирующего излучения, мВт | до 0.5 |
| Определение показателя микроциркуляций в диапазоне скоростей 0,03-6 мм/с, отн. ед. | 1 - 99 |
| Время измерения, с | до 10 |
| Габаритные размеры, мм | 450 х 250 х 150 |

Анализатор ЛАКК-02 в зависимости от исполнения – одноканальный или двухканальный компьютеризированный лазерный анализатор микроциркуляции крови. Назначение: неинвазивный контроль состояния крово-

тока в системе микроциркуляции методом лазерной допплеровской флоуметрии (ЛДФ). Одноканальный вариант зондирования ткани – традиционный метод исследования микроциркуляции. Этот способ целесообразно применять для оценки общего состояния микроциркуляции. Он также используется при изучении в колоноскопических и эндоскопических исследованиях, при лапароскопических операциях. Одноканальный способ зондирования широко применяется при экспериментальных работах.

### 3.4. Пульсоксиметрия

Наиболее развитыми на сегодняшний можно считать приборы оптической пульсоксиметрии (пульсоксиметры), позволяющие измерять частоту пульса и сатурацию (оксигенацию) артериальной крови. Это весьма важно в реаниматологии, анестезиологии и других отраслях медицины. Данный метод используется и в стоматологии для определения жизнеспособности пульпы. Пульсоксиметрия широко используется для определения уровня насыщенности крови кислородом в процессе проведения внутривенной анестезии. Пульсоксиметрия входит в стандарт обязательного интраоперационного мониторинга. Особенно полезна в тех случаях, когда необходимо часто контролировать оксигенацию: при сопутствующей легочной патологии (например, при легочном фиброзе, обусловленном действием блеомицина), при специфическом характере оперативного вмешательства (например, пластика грыжи пищеводного отверстия диафрагмы), при некоторых видах анестезиологического пособия (например, однолегочная ИВЛ). Пульсоксиметрия показана для мониторинга у новорожденных с риском ретинопатии недоношенности. Противопоказаний к пульсоксиметрии нет.

В основе пульсоксиметрии лежат принципы оксиметрии и плетизмографии. Она предназначена для неинвазивного измерения насыщения артериальной крови кислородом. При пульсоксиметрии используется зонд, содержащий диод, который испускает свет двух разных длин волн: красный свет, приблизительно 660 нм, и инфракрасный свет, приблизительно 850 нм. Диоды фотодатчиков, соединенные с микропроцессором, воспринимают этот свет. Устройство сравнивает отношение амплитуд переданных инфракрасных и красных волн. Используя эту информацию вместе с известными кривыми поглощения для оксигенированного и дезоксигенированного гемоглобина, можно определить уровень насыщенности крови кислородом. Контролируя изменение в насыщенности крови кислородом, пульсоксиметрия способна выявить воспаление пульпы или частичный некроз в зубах, которые являются еще жизнеспособными. Многие исследователи имели успешный опыт применения модифицированного пальцевого зонда или адаптированного к зубам инструмента для демонстрации надежности мето-

да в определении жизнеспособности пульпы. Другие исследователи указывают, что использование отраженного света может быть более предпочтительным, чем проходящего, и различные или множественные длины волн могут улучшить чувствительность техники.

Оксиметрия основана на том, что оксигемоглобин (оксигенированный гемоглобин) и дезоксигемоглобин (восстановленный гемоглобин) отличаются по способности абсорбировать лучи красного и инфракрасного спектра (закон Ламберта-Бера). Оксигемоглобин ($HbO_2$) сильнее абсорбирует инфракрасные лучи (с длиной волны 990 нм), тогда как дезоксигемоглобин интенсивнее абсорбирует красный свет (с длиной волны 660 нм), поэтому деоксигенированная кровь придает коже и слизистым оболочкам синеватый цвет (цианоз). Следовательно, в основе оксиметрии лежит изменение абсорбции света при пульсации артерии. Соотношение абсорбции красных и инфракрасных волн анализируется микропроцессором, в результате рассчитывается насыщение пульсирующего потока артериальной крови кислородом – $SpO_2$ (S – от англ. saturation – насыщение; p – от англ. pulse – пульс). Пульсация артерии идентифицируется путем плетизмографии, что позволяет учитывать световую абсорбцию непульсирующим потоком венозной крови и тканями и проводить соответствующую коррекцию. Если периодически не менять положение датчика, то тепло от источника света или механическое сдавление фиксирующей частью может вызвать повреждение тканей. Пульсоксиметр не нуждается в калибровании. Пульсоксиметрия, помимо насыщения кислородом, оценивает перфузию тканей (по амплитуде пульса) и измеряет частоту сердечных сокращений. Поскольку в норме насыщение крови кислородом составляет приблизительно 100 %, то в большинстве случаев отклонение от этого показателя свидетельствует о серьезной патологии. В зависимости от индивидуальных особенностей кривой диссоциации оксигемоглобина $SpO_2$ 90 % может соответствовать $PaO_2 < 65$мм рт. ст. Эти данные сравнимы с возможностями физикального исследования: цианоз возникает при концентрации дезоксигемоглобина > 5 г/л, что соответствует $SpO_2 < 80$ %.

Большинство моделей пульсоксиметров неточны при низком насыщении кислорода, и для всех из них характерно отставание в реагировании на изменения $SaO_2$ и $SpO_2$. Датчики, прикрепленные к мочке уха, реагируют на изменения насыщения быстрее пальцевых, потому что кровь от легких поступает к уху раньше, чем к пальцам. Потерю сигнала вследствие периферической вазоконстрикции можно предупредить, выполнив блокаду пальцевых нервов растворами местных анестетиков. Причиной появления артефактов при пульсоксиметрии могут быть такие состояния, как избыточная внешняя освещенность; движения; инъекция метиленового синего; пульсация вен в конечности, опущенной ниже уровня тела; низкая перфузия (например,

при низком сердечном выбросе, выраженной анемии, гипотермии, высоком общем периферическом сопротивлении); смещение датчика; поступление света от светоэмитирующего диода к фотодиоду, минуя артериальное ложе (оптическое шунтирование).

Тем не менее пульсоксиметрия — это поистине бесценный метод для быстрой диагностики катастрофической гипоксии (например, при нераспознанной интубации пищевода), а также для наблюдения за доставкой кислорода к жизненно важным органам. В палате пробуждения пульсоксиметрия помогает выявить такие дыхательные расстройства, как выраженная гиповентиляция, бронхоспазм и ателектаз. Датчики пульсокиметров встраиваются сегодня практически во все современные модели прикроватных мониторов. Существуют отдельные приборы фирм ЗАО «Инвектор» (Россия), «Nonin Inc.» (США) и др. Функционально отдельные приборы ничем не отличаются от приборов, встроенных в прикроватные мониторы. Но у мониторов есть существенные преимущества по количеству других функций, которые также необходимы в практике анестезиологии и реаниматологии. Поэтому большинство клиник передпочитают приобретать комплексные прикроватные мониторы (рис. 62).

Многопараметрический измерительный модуль обеспечивает в реальном времени измерение волновых показателей и числовых значения для стандартных измерений, чаще всего используемых в больницах – ЭКГ, дыхание, SpO2, неинвазивное и инвазивное измерение артериального давления и температура.

Рис. 62. Многопараметрический измерительный модуль

При транспортировке он может быть связан с портативным монитором или разъединен с ним. У постели больного он может быть соединен с любым монитором IntelliVue без переключения кабелей и датчиков, повторного обнуления или регулировки параметров настройки.

Многопараметрический измерительный модуль хранит демографические данные о пациенте до восьми часов, так же как параметры настройки измерений и калибровку. Многопараметрический измерительный модуль характеризуется передовыми технологиями, включая устойчивый к движениям FAST-SPO2, EASY ЭКГ в 12 отведениях и дополнительно обычную ЭКГ в 12 отведениях Philips.

Широко в практическом здравоохранении используются аппараты серии NONIN-8500 (рис. 63) фирмы «Nonin Inc.» (США), ЗАО «Инвекор» (Россия) и других.

Рис. 63. Пульсоксиметр NONIN-8500

Пульсоксиметр модели NONIN 8500 надежный, портативный прибор для точного неинвазивного измерения оксигенации и частоты пульса. Яркие светодиодные индикаторы, простое управление и автономное питание делают прибор идеальным для оперативных измерений в критических ситуациях, непродолжительного мониторинга и сопровождения пациентов при транспортировке. Датчики различной конструкции позволяют использовать прибор для всех возрастных групп пациентов: взрослых, детей и новорожденных. В серии пульсоксиметров NONIN 8500 есть модели, которые могут запоминать, распечатывать и передавать результаты измерения на компьютер.

В приборах серии NONIN 8500 реализован метод определения сатурации и частоты пульса, основанный на измерении разницы поглощения красного и инфракрасного излучения тканями. Этот метод является “золотым стандартом” неинвазивного измерения сатурации. Для определения частоты пульса используется анализ периодического изменения поглощения света в тканях, связанный с изменением кровенаполнения при приходе очередной пульсовой волны.

Питание приборов осуществляется от 6 гальванических элементов или аккумуляторов типоразмера АА. Желательно использовать щелочные (алкалиновые) батареи, имеющие максимальную емкость среди всех автономных источников тока. Одного комплекта щелочных батарей, как правило, достаточно для непрерывной работы в течение 100 часов. Источники тока другого типа могут работать меньшее время, что определяется их емкостью и разрядными характеристиками. Если напряжение на комплекте элементов питания падает ниже допустимого уровня, приборы серии NONIN 8500 сигнализируют об этом редкими миганиями цифровых индикаторов, продолжая измерения SpO2 и частоты пульса. Некоторые технические характеристики пульсоксиметров серии NONIN-8500 представлены в табл. 19.

Конструкция пульсоксиметров разработана таким образом, что в процессе эксплуатации не требуется периодической калибровки измерительного тракта. Обслуживание прибора сводится к бережному обращению и периодической замене датчиков по мере естественного механического износа. Пульсоксиметры серии NONIN 8500 можно чистить слабыми моющими растворами, включая дезинфицирующие (без органических растворителей), и мягкой тканью. Для повышения удобства измерений можно использовать специальный удлинительный кабель для пульсоксиметрических датчиков.

Технология пульсоксиметрии привела к появлению новых методов мониторинга.

Таблица 19

Технические характеристики пульсоксиметра NONIN-8500

| | |
|---|---|
| Диапазон отображения насыщения крови кислородом, % | 0 – 100 |
| Диапазон частоты пульса, уд./мин. | 18 – 300 |
| Точность измерения ЧСС | ±3% ±1 |
| Температура при эксплуатации, °С | от -20 до +50 |
| Влажность при эксплуатации, % | 10 – 90 (без конденсации) |
| Элементы питания | 6 алкалиновых батарей АА типа, типичный срок работы 100 часов |

Окончание табл. 19

| | |
|---|---|
| Индикаторы | Индикатор пациента СДИ наполнения, низкое SpO2, высокое SpO2, низкий пульс, высокий пульс<br>3-х цифровые 7-ми сегментные СДИ |
| Габаритные размеры, мм | 152 х 76 х 25 |

Одна из интереснейших новых неинвазивных оптических диагностических технологий — оптическая тканевая оксиметрия. Она, как и пульсоксиметрия, базируется на разнице в оптических свойствах оксигенированных и деоксигенированых фракций гемоглобина, но, в отличие от пульсоксиметрии, не требует модуляции потока крови пульсовой волной и соответственно позволяет определять не артериальную, как в пульсоксиметрии, а смешанную артериовенозную сатурацию оксигемоглобина в обследуем участке микроциркуляторного русла биоткани. Показания тканевых оксиметров ближе даже к венозной сатурации оксигемоглобина, поэтому совместно с технологией пульсоксиметрии тканевая оксиметрия позволяет определять потребление кислорода клетками ткани. Тканевые оксиметры (в т. ч. церебральные) работают в реальном времени и позволяют изучать физиологические ритмы и динамику процессов в системе микроциркуляции и транспорта кислорода в тканях при различных функциональных нагрузочных тестах — окклюзионном, тепловом, лекарственном и других. Измерение насыщения смешанной венозной крови кислородом требует введения в легочную артерию специального катетера с волоконно-оптическими датчиками, которые непрерывно определяют насыщение гемоглобина кислородом в легочной артерии ($SvO_2$). Поскольку значение $SvO_2$ зависит от концентрации гемоглобина, сердечного выброса, $SaO_2$ и потребления кислорода организмом в целом, то интерпретация результатов достаточно сложна. Существует вариант методики, при которой внутреннюю яремную вену катетеризируют ретроградно и устанавливают волоконно-оптический датчик таким образом, чтобы он измерял насыщение гемоглобина кислородом в луковице внутренней яремной вены; полученные данные позволяют оценить адекватность доставки кислорода к мозгу. Неинвазивная оксиметрия головного мозга позволяет определять регионарное насыщение гемоглобина кислородом в мозге, $rSO_2$ (r — от англ. regional — местный). Датчик, размещаемый на лбу, испускает свет с определенной длиной волны и измеряет отраженный (оптическая спектроскопия в параинфракрасном спектре). В отличие от пульсоксиметрии, оксиметрия мозга определяет насыщение гемоглобина кислородом не только в артериальной, но и в венозной и капиллярной крови. Таким образом, полученный

результат представляет собой усредненное значение насыщения гемоглобина кислородом во всех микрососудах исследуемого участка головного мозга. Нормальное значение $rSO_2$ составляет приблизительно 70%. Остановка кровообращения, эмболия сосудов головного мозга, глубокая гипотермия или значительная гипоксия вызывают выраженное снижение $rSO_2$.

### 3.5. Лазерная флуоресцентная диагностика

Методы лазерной флуоресцентной диагностики базируются на анализе характеристик наведенной флюоресценции в биотканях при их освещении низкоинтенсивным лазерным излучением определенных длин волн. Их основной областью применения считается онкология, однако вследствие того, что многие гнойные, раневые, ожоговые и другие деструктивно-дистрофические процессы в тканях сопровождаются изменением флуоресцентной активности клеток тканей, область применения этих методов в медицине значительно шире. Можно выделить два направления развития методов флуоресцентной диагностики. Первое связано с контрастированием опухолей экзогенными флуоресцирующими веществами с целью последующего выявления по контрасту изображения злокачественных новообразований и их точных контуров по поверхности ткани. Второе направление связано с созданием более чувствительной аппаратуры, реагирующей на эндогенную флюоресценцию клеток ткани, что позволяет осуществить исследование накопления в тканях природных флюорохромов (порфирина и флавиновых ферментов) и их функциональной активности.

По направлению диффузионная флуоресцентная томография (ДФТ) в ИПФ РАН в 2006 г. создана и апробирована одна из первых в мире установок для трехмерного биоимиджинга с использованием красных флуоресцирующих белков DsRed2, DsRed-Express, Turbo-RFP (Институт биохимии им. Баха РАН), являющихся уникальными генетическими маркерами для изучения молекулярных процессов в живых клетках. Метод ФДТ позволяет получать изображения внутренних структур биологических объектов, меченных флуорофорами, на большой глубине (до 5–10 см в ИК диапазоне и до 1–2 см в видимом диапазоне), определять размеры опухолевого очага и может быть использован при проведении модельных исследований, связанных с анализом роста или регресса опухолевых тканей.

По направлению многофотонная флуоресцентная микроскопия (МФМ) в ИПФ РАН проводятся первые исследования на МФМ установке с применением коллоидных полупроводниковых нанокристаллов (квантовых точек) на основе CdSe, CdTe, Si, C, TiO2. МФМ как метод субклеточной визуализации позволяет получать трехмерные изображения флуоресцирующих структур на глубине до 400 мкм с разрешением 0.1–3 мкм,

используя в качестве подсветки излучение инфракрасного диапазона, что дает ему ряд важных преимуществ перед традиционной конфокальной микроскопией. Благодаря степенной зависимости многофотонной флуоресценции от интенсивности подсветки область флуоресценции резко локализована, за счет чего достигается высокое разрешение метода. Эти методы уже продемонстрировали свою практическую значимость, а ОКТ и ОДТ реализованы в первых сертифицированных клинических приборах, среди применения которых особое место занимает диагностика новообразований в онкологии.

Самые распространённые аппараты лазерной флуоресцентной диагностики — это американские приборы оптической биопсии типа «OBS/L», немецкие лазерные флуроскопы «LF-302», аналогичные польские приборы и российские системы «ЛЭСА» (рис. 64) производства фирмы «Биоспек».

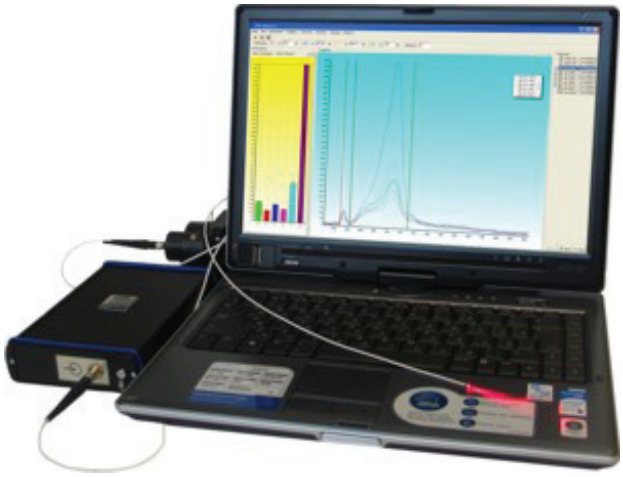

Рис. 64. Установка лазерная электронно-спектральная ЛЭСА-01-Биоспек

Приборы «ЛЭСА-01-Биоспек» анализируют характеристики наведенной флюоресценции в биотканях при их освещении низкоинтенсивным лазерным излучением определенных длин волн. Два направления развития метода: контрастирование опухолей экзогенным флуоресцирующим веществом с целью последующего выявления по контрасту изображения злокачественных новообразований и создание более чувствительной аппаратуры, реагирующей на эндогенную флуоресценцию тканей с исследованием накопления в тканях флавиновых ферментов, порфирина и других природных флуорохромов.

Установка лазерная электронно-спектральная ЛЭСА-01-БИОСПЕК позволяет локально определять степень накопления фотосенсибилизатора в любых органах пациента, доступных для волоконно-оптического зонда. Установка может использоваться в ходе фотодинамической терапии внутриполостных, внутритканевых и поверхностных опухолей.

Мощное программное обеспечение, работающее в среде Windows, дает возможность сравнивать степень накопления препарата в пораженных органах с эталоном или со здоровой тканью. Предусмотрены удобные средства для мониторинга и анализа динамики накопления препарата.

Установка состоит из лазерного источника для возбуждения фотосенсибилизатора и миниатюрного универсального спектрометра для регистрации и анализа флуоресцентного сигнала. Система комплектуется персональным компьютером или ноутбуком, может быть выполнена в корпусе с сенсорным экраном и защищенной клавиатурой по стандарту DIN41494 для монтажа в стойку.

### 3.6. Фотоплетизмография

При фотоплетизмографии по графикам пульсовых волн периферического кровообращения, снятыми оптическими методами, анализируются частотные ритмы кровотока, представляющие собой сложный комплекс ритмов, составленных из кардиоритма, дыхательного ритма, суточного ритма активности, ритма вазомоторных колебаний стенок сосудов. Технология очень перспективна, особенно при наблюдении больных, страдающих сердечно-сосудистыми заболеваниями.

Метод фотоплетизмографии основан на регистрации оптической плотности исследуемой ткани (органа). Исследуемый участок ткани просвечивается инфракрасным светом, который после рассеивания (или отражения, в зависимости от положения оптопары) попадает на фотопреобразователь. Интенсивность света, отраженного или рассеянного исследуемым участком ткани (органа), определяется количеством содержащейся в нем крови.

В общеклинической практике наибольшее распространение получила методика измерения периферического капиллярного кровотока с помощью пальцевой фотоплетизмографии. При выполнении пальцевой фотоплетизмографии исследуемым органом является концевая фаланга кисти или стопы. Использование концевой фаланги пальца не только удобно для врача и пациента, но и предоставляет наибольшее количество информации за счет того, что в дистальных фалангах пальцев кисти и стопы наиболее интенсивные значения артериального и венозного кровообращения. По данным Clara, на один квадратный сантиметр кожи концевой фаланги кисти руки приходится 500 артерио-венозных анастамозов. Для сравнения — в проксимальной фаланге артерио-венозных анастамозов насчитывается приблизительно 93. Интенсивность капиллярного кровотока в дистальных фалангах аналогична капиллярному кровотоку в мозговой ткани. Кроме того, в дистальной фаланге небольшое количество мышечной ткани, активно поглощающей инфракрасное излучение. Использование пальцевой фотоплетизмографии имеет

большую диагностическую ценность в оценке проходимости периферических сосудов, быстрой и точной оценке локального капиллярного кровотока. Пальцевая фотоплетизмография предоставляет в течение короткого периода времени точную и объективную информацию об изменениях параметров кровообращения при воздействии на организм различных физических факторов, что позволяет использовать ее в физиотерапии. Диагностические возможности фотоплетизмографии позволяют прогнозировать оптимальную дозу фактора воздействия и предупреждать отрицательные реакции в результате передозировки воздействующего физического фактора. С помощью плетизмографии выполняется оценка состояния сосудистого тонуса, а привлечение функциональных проб позволяет проводить дифференциальную диагностику между органическими нарушениями и функциональными изменениями периферических сосудов.

К общим возможностям плетизмографии в изучении гемодинамики относится измерение артериального и венозного давления, объемного пульса, скорости кровотока, проницаемости капилляров, минутного и систолического объема крови. В отличие от кардиоинтервалографии плетизмография может предоставить информацию не по одному (частота сердечных сокращений), а по нескольким параметрам, важнейшими из которых являются тонус периферических сосудов, частота сердечных сокращений, ударный объем крови. В основу плетизмографии заложен принцип изменения объема в измеряемом участке за счет динамического изменения количества крови: объем любого органа складывается из объема составляющих его тканей и крови, его заполняющей. Объем тканей в течение короткого периода времени, затрачиваемого на исследование, является постоянной величиной, а объем крови, заполняющий орган, постоянно изменяется, динамически повторяя фазы сердечного цикла. Эти изменения объема крови могут быть зарегистрированы с помощью приборов, получивших название плетизмографов. Плетизмограф состоит из плетизморецептора, трансформирующего или усиливающего модуля и регистрирующей аппаратуры.

В зависимости от конструкции плетизмографа и характера сигнала, получаемого при изменении кровенаполнения, различают механическую плетизмографию, при которой обследуемая часть тела заключается в герметически закрывающийся сосуд с твердыми стенками, а колебания объема регистрируются благодаря воздушной или водяной передаче; электроплетизмографию, отражающую динамику электропроводимости в зависимости от степени кровенаполнения (она называется также импедансной плетизмографией, реографией, к ее разновидностям относятся транстрахеальная, полисегментарная, электроплетизмография), и фотоэлектрическую плетизмографию или фотоплетизмографию. Метод фотоплетизмографии основан на регистрации оптической плотности исследуемой ткани (органа).

Исследуемый участок ткани просвечивается инфракрасным светом, который после рассеивания (или отражения, в зависимости от положения оптопары) попадает на фотопреобразователь. Интенсивность света, отраженного или рассеянного исследуемым участком ткани (органа), определяется количеством содержащейся в нем крови. В общеклинической практике наибольшее распространение получила методика измерения периферического капиллярного кровотока с помощью пальцевой фотоплетизмографии. При выполнении пальцевой фотоплетизмографии исследуемым органом является концевая фаланга кисти или стопы. Использование концевой фаланги пальца не только удобно для врача и пациента, но и предоставляет наибольшее количество информации за счет того, что в дистальных фалангах пальцев кисти и стопы наиболее интенсивные значения артериального и венозного кровообращения. По данным Clara, на один квадратный сантиметр кожи концевой фаланги кисти руки приходится 500 артерио-венозных анастамозов. Использование пальцевой фотоплетизмографии имеет большую диагностическую ценность в оценке проходимости периферических сосудов, быстрой и точной оценки локального капиллярного кровотока.

Методика клинической фотоплетизмографии заключается в наложении на дистальную фалангу пальца руки или ноги датчика-прищепки аппарата «Акутест» (рис. 65). Далее для активации регистрации фотоплетизмограммы в интерфейсной части устройства выполняется последовательное измерение значений объемного пульса в различные фазы исследования воздействия на организм человека изучаемого фактора.

Рис. 65. Аппаратно-програмный комплекс «Акутест» FPG

Аппаратно-программный комплекс «Акутест FPG» состоит из следующих блоков: регистрирующего блока, имеющего источник инфракрасного некогерентного света и фотоприемное устройство; блока оцифровки полученных данных, имеющего связь с компьютером через USB порт; интерфейсной части (программы), регистрирующей графические изменения пульсовой волны в режиме реального времени.

Программа состоит из трех модулей.

1. Модуль записи фотоплетизмограмм (рис.66). В данном модуле реализованы возможности выполнения сохранения и последующей загрузки записанных фотоплетизмограмм, программные возможности изменения чувствительности фотоплетизмографа, регистрации мгновенных значений частоты сердечных сокращений и общего времени записи фотоплетизмограммы, удобный просмотр фотоплетизмограммы в любом направлении. Реализована возможность регистрации волн второго и третьего порядка на странице «Дыхательные волны». В модуле реализована возможность определения вегетативной реактивности с помощью визуального цветового теста Картелишева-Малиновского.

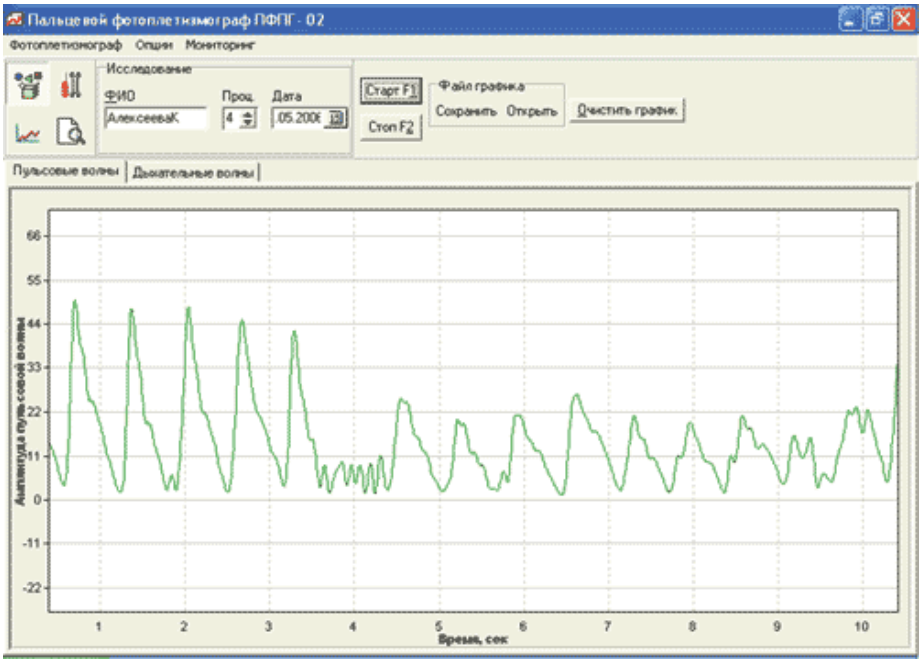


Рис. 66. Модуль записи фотоплетизмограмм

2. Модуль расчета параметров пульсовых волн (рис.67). Возможности программы распространяются на автоматическое определение частоты сердечных сокращений и амплитудных значений. Во время выполнения расчета изучаемые параметры доступны для просмотра, копирования и сохранения. Результаты по окончании измерений сохраняются в файлах внутреннего формата.

3. Модуль статистического анализа параметров пульсовой волны (рис.68). После загрузки служебных файлов, полученных в модуле расчета пульсовых волн, пользователь получает доступ к изучению десяти рассчитываемых параметров пульсовых волн. В программе реализована возможность печати графиков, копирования их буфер обмена и сохранения в фор мате bmp. В пункте меню «Дополнения» создан дополнительный модуль создания диаграмм со свободным вводом собственных значений.

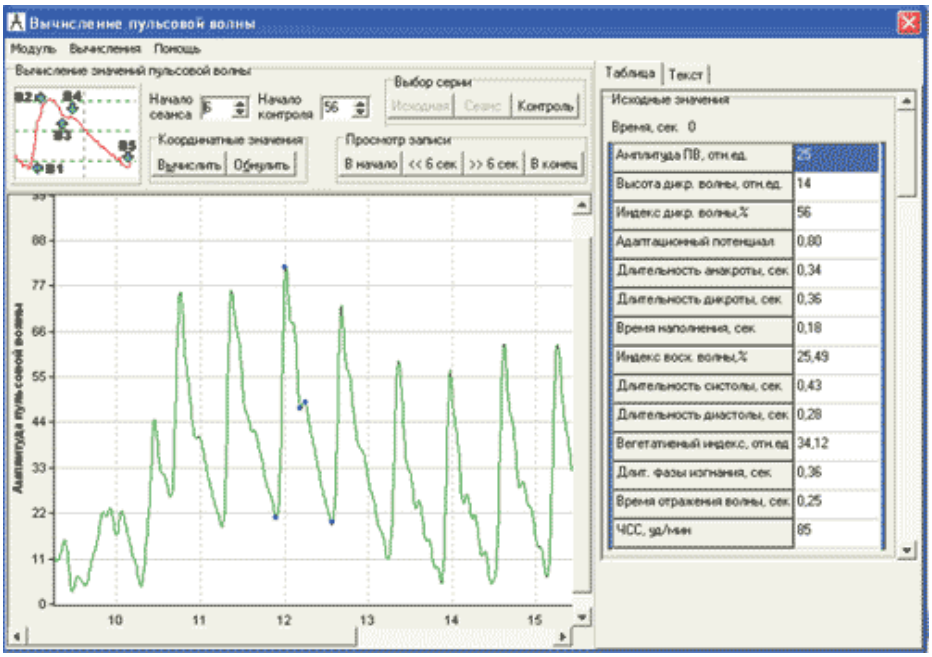


Рис. 67. Модуль расчета параметров пульсовых волн

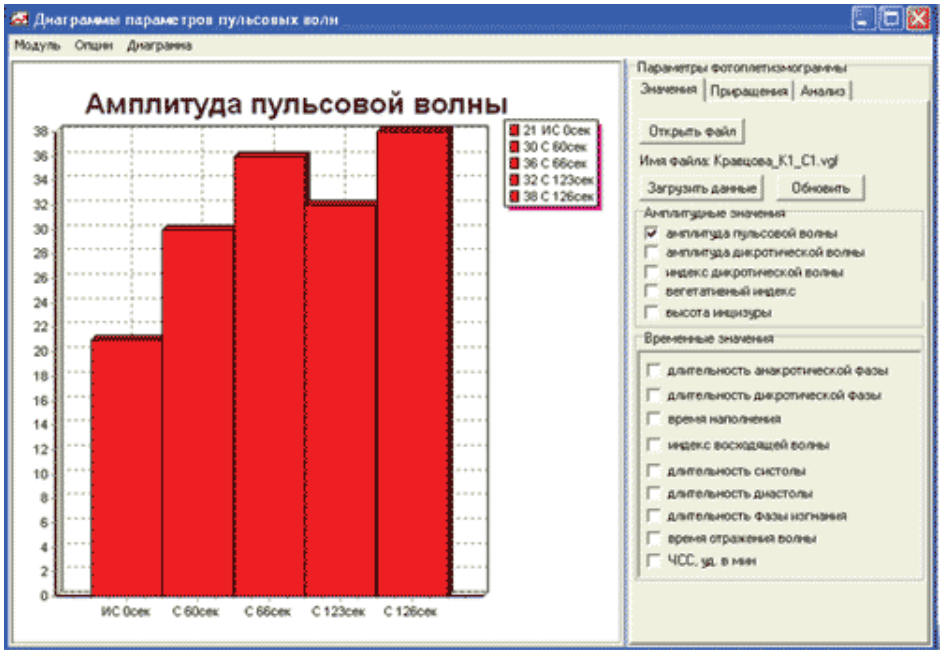


Рис. 68. Модуль статистического анализа параметров пульсовой волны

Пульсовая волна состоит из двух компонентов (рис. 69). Первый пик пульсовой волны, соответствующий анакротическому периоду пульсовой волны (А1), образуется в период систолы.

Амплитудное значение анакротической фазы носит также название амплитуды пульсовой волны и соответствует ударному объему крови при сердечной выбросе, предоставляя таким образом косвенные сведения о степени инотропного эффекта. Второй пик пульсовой волны, соответствующий

дикротическому периоду пульсовой волны (А2), образуется за счет отражения объема крови от аорты и крупных магистральных сосудов и частично соответствует диастолическому периоду сердечного цикла. Дикротическая фаза предоставляет информацию о тонусе сосудов.

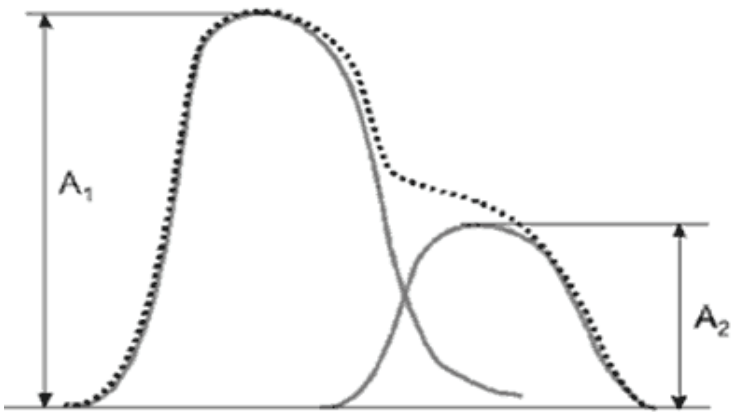


Рис. 69. Схематическое изображение пульсовой волны,
где А1 соответствует анакротическому периоду, а А2 – дикротическому

Вершина пульсовой волны соответствует наибольшему объему крови, а ее противолежащая часть – наименьшему объему крови в исследуемом участке ткани. Характер пульсовой волны зависит от эластичности сосудистой стенки, частоты пульса, объема исследуемого участка ткани, ширины просвета сосудов. Считается, что частота и продолжительность пульсовой волны зависит от особенностей работы сердца, а величина и форма ее пиков – от состояния сосудистой стенки. Изучаемые параметры фотоплетизмограммы обычно группируют по двум признакам.

По вертикальной оси изучают амплитудные характеристики пульсовой волны, соответствующие анакротическому и дикротическому периоду. Несмотря на то, что эти параметры являются относительными, их изучение в динамике предоставляет ценную информацию о силе сосудистой реакции. В этой группе признаков изучаются амплитуда анакротической и дикротической волны, индекс дикротической волны. Последний показатель имеет абсолютное значение и собственные нормативные показатели.

По горизонтальной оси изучают временные характеристики пульсовой волны, предоставляющие информацию о длительности сердечного цикла, соотношении и длительности систолы и диастолы. Эти параметры имеют абсолютные значения и могут сравниваться с существующими нормативными показателями. В этой группе изучают длительность анакротической фазы пульсовой волны, длительность дикротической фазы пульсовой волны, длительность фазы изгнания, длительность пульсовой волны, индекс восхо-

дящей волны, время наполнения, продолжительность систолической фазы сердечного цикла, продолжительность диастолической фазы сердечного цикла, время отражения пульсовой волны, частота сердечных сокращений.

Проходящие ежегодно мировые научные конференции по проблематике оптической и лазерной неинвазивной диагностики в медицине дают сведения о новых разработках приборов и методов. Данными методами предполагается определять содержания жира в тканях, холестерин, каратиноиды, сахар в крови. Определение уровня сахара в крови актуально для решения проблемы диабета. Создание портативных и недорогих неинвазивных приборов контроля уровня сахара поможет улучшить качество жизни больных диабетом. В мире насчитывается более 250 млн диабетиков. Поэтому десятки фирм по всему миру ищут решение этой проблемы и тратят на исследования огромные средства. Имеются все основания предположить, что в самое ближайшее время такие приборы начнут производиться и внедряться в клиническую практику.

# ГЛАВА IV. ИЗМЕРИТЕЛИ ПАРАМЕТРОВ ЛАЗЕРОВ И СВЕТОДИОДОВ

Для измерения энергетических параметров лазерного излучения могут использоваться самые разнообразные методы, основанные на различных физических и химических эффектах взаимодействия лазерного излучения с веществом, последнее может находиться в любом агрегатном состоянии. Однако наиболее широкое распространение получили методы, основанные на преобразовании энергии лазерного излучения в тепловую энергию (тепловой метод) и в энергию электрического тока (фотоэлектрический и пироэлектрический методы). Реже применяется пондеремоторный метод, основанный на преобразовании энергии лазерного излучения в механическую энергию [2,25].

## 4.1. Калориметрические измерители

Калориметрический метод измерения энергии основан на преобразовании энергии излучения лазера в тепловую энергию калориметра, что вызывает изменение температуры поглотителя. Регистрация изменения температуры может проводиться непосредственно либо косвенно как изменение объема, давления или некоторых других параметров поглотителя. Главными элементами калориметрических измерителей являются поглотитель и датчик температуры. В качестве поглотителей используют твердые тела и жидкости. Датчики температуры выполняют в виде проволочных резисторов или термисторов. Предельная точность, с которой можно измерить изменение температуры, не превышает 0,001 градус, что соответствует максимальной ошибке 1%.

Калориметрический измеритель с твердым покрытием представлен на рис. 70.

Поглотитель выполнен в виде пологоугольного основного конуса массой 1/3 грамма. Повышение температуры конуса измеряется термисторами, включенными в мостовую систему. Для уменьшения влияния изменения температуры окружающего пространства на мостовую систему включен вспомогательный конус.

Разработано несколько типов отечественных калориметрических измерителей: ИВК-1, ИМО-1, ИЭК-1, КОД-6, КОД-10, ОИМ-1 с конусными и сферическими поглотителями лазерного излучения.

В жидкостных калориметрах поглощенная энергия распределяется по всему объему, предотвращая ошибки в измерении, вызываемые местным радиационным нагревом. Калориметр с жидким поглотителем представля-

ет собой сосуд Дюара, наполненный дистиллированной водой с добавкой красящего вещества. Сосуд имеет плоское стеклянное окно, через которое излучение попадает на поглощающую жидкость. Измеряют энергию в диапазоне 1–500 Джоулей. При этом температура жидкости изменяется на 0,02–2 градуса. В качестве рабочей жидкости берутся растворы одноатомных ионов металла, в которых поглощенная энергия преобразуется только в тепло, а не в энергию химических связей.

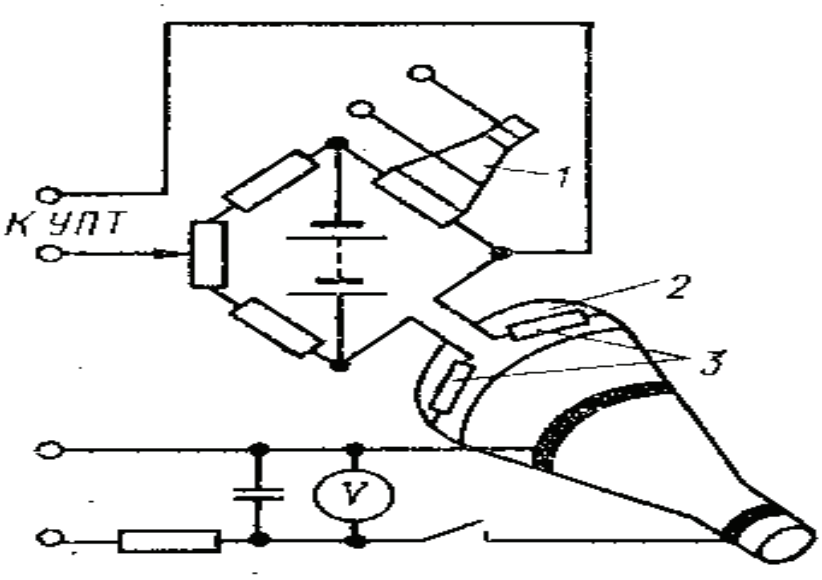


Рис. 70. Схема калориметрического измерителя с твердым поглотителем, где 1- вспомогательный конус; 2 - основной конус; 3 - термисторы

На рис. 71 представлена конструкция калориметра для измерения выходной мощности энергии рубинового лазера, работающего в импульсном режиме.

Основной частью аппарата является поглощающая ячейка, заполненная водным раствором соли меди и помещенная в массивном латунном блоке, обеспечивающем термостабилизацию. Латунный блок в свою очередь помещен в алюминиевый корпус и изолирован от него пенополистиролом. Калибровочная термопара измеряет повышение температуры поглощающей ячейки относительно латунного блока.

Для измерения мощности лазеров, работающих в области инфракрасного диапазона, применяют калориметры с проточной жидкостью, представляющие собой сосуд из оргстекла с полиэтиленовым окном. В качестве жидкости используется спирт, хорошо поглощающий инфракрасное излучение и имеющий малую теплоемкость. Чувствительность прибора составляет 1,71 мкВ/мВт. Для измерения мощности непрерывного и импульсного

излучения в диапазон 0,1-100 Вт в спектральном интервале 0,4-1,1 мкм используют прибор ОПК-1.

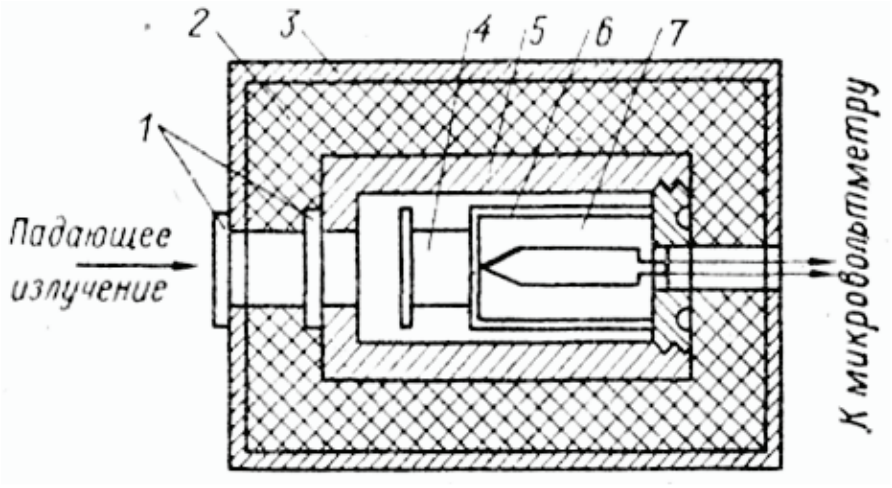


Рис. 71. Схема калориметрического измерителя с жидким поглотителем, где 1 – кварцевые окна; 2 – пенополистирол; 3 – алюминиевый корпус; 4 – поглощающая ячейка; 5 – латунный блок; 6 – стеклянные волокна; 7 – калиброванная термопара

### 4.2. Болометры

Болометрический метод измерения основан на изменении сопротивления болометра при падении на него лазерного излучения. Болометр выполнен в виде тонкой эмалированной медной проволоки, свободно и беспорядочно уложенной в полости с посеребренной внутренней поверхностью. Для уменьшения конвекционных токов воздуха отверстие полости закрыто плоским стеклянным окном.

В болометрическом измерителе имеется два одинаковых болометра (рабочий и компенсационный), включенных в мостовую схему. Под действием лазерного излучения температура проволоки рабочего болометра повышается и изменяется ее сопротивление. Возникающий при этом разбаланс моста регистрируется чувствительным гальванометром. Используется для измерения энергии лазеров от 0,1 до 10 Дж.

### 4.3. Измерители на основе фотоприемников

Любой фотоприемник, выходной сигнал которого пропорционален падающему лучистому потоку, дает возможность измерять мощность непрерывного излучения лазеров или энергию излучения в импульсе. Для измерения излучения лазеров непрерывного действия применяют полупроводниковые фотоприемники с p - n-переходом (селеновые – для ближней

ультрафиолетовой и видимой областей спектра, кремниевые – для области с длинноволновой границей 1,2 мкм и неохлаждаемые фотоприемники из антимонида индия – для области с длинноволновой границей 6 мкм). Энергию излучения лазеров, работающих в импульсном режиме, измеряют путем интегрирования выходного сигнала фотоприемника (рис. 72).

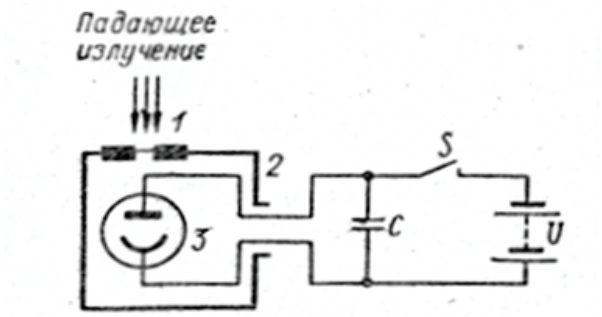


Рис. 72. Схема фотоэлектрического измерителя с интегрирующим контуром, где 1 - входное окно; 2 - корпус; 3 - фотоэлемент

При замыкании ключа S конденсатор емкостью C заряжается до напряжения U. Перед измерением ключ размыкается. Под действием лучистого потока, падающего на катод фотоэлемента, возникает фототок. Фотоэлемент помещен в металлический кожух с затвором, предотвращающим попадание на фотокатод случайных лучей. Затвор открывается только на время действия импульса лазера.

Измеритель мощности лазерного излучения РБК-7.101 (табл. 20) является аналогом измерителя мощности ИМ1-2 и предназначен для измерения средней мощности непрерывного лазерного излучения длиной волны 0,63 – 0,64 мкм. Измеритель применяется в качестве рабочего средства измерения при производстве и эксплуатации газовых и полупроводниковых лазеров и изделий на их основе.

Таблица 20

Основные технические данные аппарата РБК-7.101

| | |
|---|---|
| Диапазон измерения средней мощности лазерного излучения, мВт | 2 – 50 |
| Длина волны излучения, мкм | 0,63-0,64 |
| Пределы измерения мощности, мВт | 5, 15, 50 |
| Диаметр луча, мм, не более | 11 |
| Допускаемая плотность мощности излучения, Вт/см$^2$ | 12,7 |
| Предельный угол падения излучения, град. | 10 |

Окончание табл. 20

| | |
|---|---|
| Погрешность измерения, не более | 15 % |
| Габаритные размеры, мм | 180 х 100 х 60 |
| Масса, кг | 1,0 |

### 4.4. Пондеромоторные устройства

Действие пондемоторных измерителей основано на использовании давления, производимого светом на тела, частицы, отдельные молекулы и атомы. Устройство данного вида измерителя показано на рис. 73.

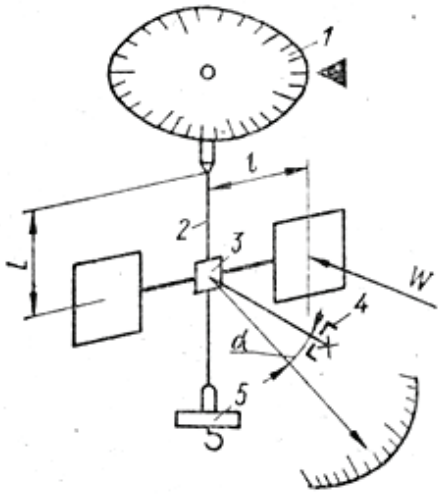


Рис. 73. Схема пондеромоторного измерителя, где 1 – шкала; 2 –кварцевая нить; 3 – зеркало; 4 – лампа; 5 – крючок для подвески груза

На рисунке видно, что на тонкой кварцевой нити подвешен кварцевый стержень, к которому прикреплены отражающие поверхности и зеркало для отсчета угла поворота подвижной системы. Исследуемое излучение лазера направляется на одну из отражающих поверхностей, в результате чего подвижная система поворачивается на определенный угол. Пределы измерения по мощности от 3 до 300Вт, по энергии – от 10 до 300 Дж. Диапазон длин волн измеряемого излучения – 0,4-4 мкм.

### 4.5. Пироэлектрические приемники излучения

В приборах для измерений больших импульсных мощностей применяются различные эффекты в кристаллах, прозрачных для лазерного излучения. При падении излучения на сегнетоэлектрик (пироэлектрик) на кристалле или последовательно соединенном с ним резисторе образуется пироэлектрическое напряжение. В качестве пироэлектриков используются титанат

бария, титанат свинца, моногидрат сульфата лития и др. Для регистрации пиротока на противоположные стороны кристалла напыляют серебряные или золотые электроды (рис. 74).

В другой конструкции (сферической) пироэлектрический приемник представлен в виде конденсатора с круглым или прямоугольным входным отверстием (рис. 75). Сфера состоит из двух половин, изготовленных из пироактивной керамики титаната бария. На внешнюю и внутреннюю поверхности полусфер нанесены серебряные электроды, к которым присоединены проводники.

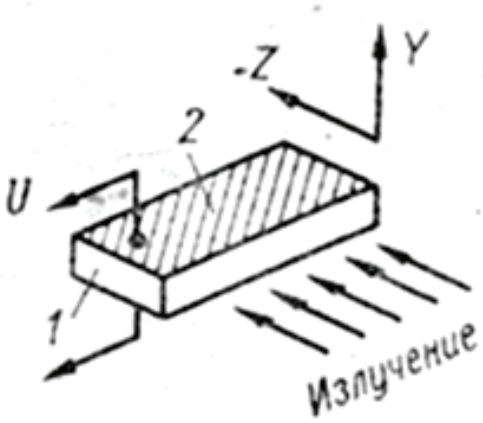


Рис. 74. Схема плоского измерителя импульсных мощностей, где 1 –кристалл; 2 – электроды; 3 – пластины конденсатора

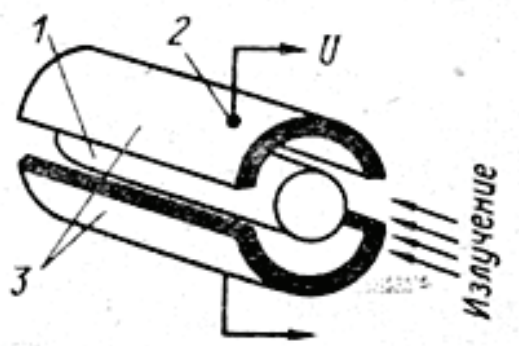


Рис. 75. Схема сферического измерителя больших импульсных мощностей, где 1 – кристалл; 2 – электроды; 3 – пластины конденсатора

## 4.6. Приборы, основанные на применении обратного электрооптического эффекта

Существует так же метод измерения мощности излучения, основанный на использовании обратного электрооптического эффекта. Сущность этого эффекта состоит в том, что при падении монохроматического излучения в некоторых кристаллах возникает поляризация (рис. 76).

Рис. 76. Измеритель параметров лазеров фирмы OPHIR OPTONICS (Израиль)

Данный измеритель состоит из кристалла, прозрачного для измеряемого излучения; конденсатора, в котором находится кристалл и с пластин которого снимается напряжение, пропорциональное пиковой мощности моноимпульса лазера; электронной схемы электронной схемы для измерения наведенной ЭДС (пикового вольтметра) и осциллографа для регистрации длительности импульса при измерении энергии излучения.

# ГЛАВА V. ВОПРОСЫ ОПТИМИЗАЦИИ ОРГАНИЗАЦИИ СЛУЖБЫ ЛАЗЕРНОЙ МЕДИЦИНЫ

Для проведения лазерной и светодиодной терапии в лечебно-профилактических, санаторно-курортных учреждениях и реабилитационных центрах, в зависимости от мощности медицинского учреждения, организуются кабинеты лазерной терапии и светотерапии в отделениях физиотерапии. Данные фототерапевтические кабинеты предназначены для проведения основных видов лазерной терапии и светолечения.

## 5.1. Применение в лазерной медицине современных достижений в области микроконтроллерной и микропроцессорной техники

Сейчас в мире быстро развивается несколько перспективных направлений медицинской оптической неинвазивной диагностики: лазерная когерентная и низкогерентная, а также оптическая диффузная томография. Качество и время, затраченное на получение изображения, напрямую зависит от компьютера или сервера, производящего обработку полученных данных. Необходимо провести реконструкцию, коррекцию, трансформацию и фильтрацию изображения, улучшить его качество.

В отдельный вид обработки изображений необходимо выделить процесс компенсации искажений, вносимых в изображение в процессе формирования. Изображение всегда формируется некоторыми приборами, включающими в себя большое количество преобразующих элементов. Таким образом, между предметом и изображением существует система формирования изображения, которая может очень сильно искажать предмет. Воздействием системы формирования изображения обусловлены такие его характеристики, как разрешающая способность, контраст в передаче различных пространственных частот и т. п. В результате мы всегда получаем изображение, отличное от функции, описывающей объект. При этом снижается ценность полученной информации, следовательно, необходимо преобразовать изображение так, чтобы реконструировать (восстановить) функцию, описывающую объект. В дальнейшем для упрощения мы будем употреблять термин «реконструкция объекта» или «реконструкция изображения», понимая, конечно, что объект в реалии есть нечто материальное и реконструировать его, используя изображение, нельзя. Реконструкция изображения — это извлечение деталей в искаженном изображении при известной априорной информации о процессе формирования изображения и об объекте. Как правило, этот тип обработки относится к обратным задачам математической физики, кото-

рые подразумевают получение изображения, максимально приближенного к объекту, с учетом свойств системы, формирующей изображение.

Этот вид обработки изображений наиболее сложный и требует для своего решения привлечения серьезной математической подготовки и значительных вычислительных средств. Томография является как раз таким методом получения изображений. Для ускорения процесса получения и обработки изображения компания DELL создаёт мощные компьютеры на базе новейших технологий с использованием процессоров второго поколения Intel® Core™ с технологией Intel® vPro™ (рис. 77).

Для оптимизации работы аппаратов томографии компания DELL предлагает мощные серверы на базе процессоров Intel® Xeon™.

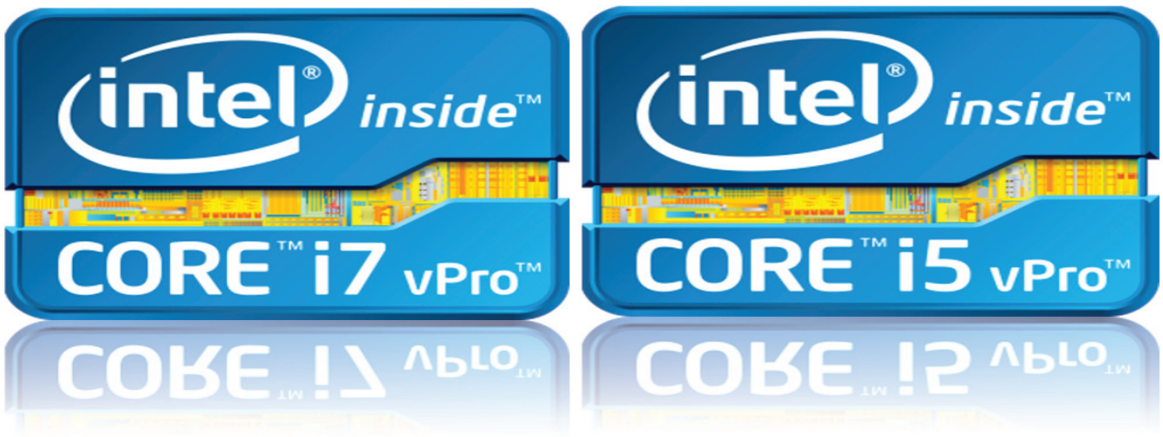


Рис. 77. Процессоры Intel Core I7 vPro и Intel Core I5 vPro

Intel® Xeon® E3-1200 имеет основные преимущества:

- Следующее поколение микроархитектуы Intel® 32nm.
- Intel® Turbo Boost 2.0 – динамическое управление частотой.
- Intel® Hyper-Threading – до 8-ми вычислительных потоков.
- До 8MB of Intel® Smart Cache.
- Двухканальный интегрированный контроллер памяти DDR3.
- До 32Gb памяти UDIMM, на частоте1333 MHz.
- Интегрированный PCI Express* 2.0 контроллер: 1x16+1x4 , 2x8+1x4, или 4x4.

Компания DELL для оптимизации реконструкции изображений в томографии предлагает высокопроизводительные процессоры Intel® Xeon ® E7: до 8-и процессоров в одной системе, имеющие до 10 ядер, поддержку инструкций шифрования AES-NI, поддержку Intel® TXT (Trusted eXecution Technology) и до 2 ТБайт ОЗУ DDR3 и поддержку низковольтных DIMM.

Поэтому при применении серверов DELL:

- Исследование изображений клеток ускоряется в 14.7 раз (с 86,9с до 5,9с).
- Не нужно перерабатывать код С.
- 5-ти кратный прирост неоптимизированного кода.

## 5.2. Современная организация работы кабинетов лазерной и светодиодной физиотерапии

Размещение и эксплуатация лазерных аппаратов и приборов в ЛПО определяются в соответствии с классом лазерной опасности. Внутренняя отделка помещений должна быть выполнена из материалов с матовой поверхностью. Запрещается использование зеркал и других отражающих поверхностей.

Лазерная и светодиодная аппаратура устанавливается в изолированных кабинах, каркасы которых выполняются из пластмассовых или деревянных стоек либо из металлических (никелированных) труб, свободных от заземления (изоляция от стен и пола).

В кабине допускается размещение не более одного аппарата. Кабина должна иметь следующие размеры: высота стоек – 2,0 м, длина – 2,2 м, ширина – 1,8 м. Характеристика классов опасности лазерных изделий медицинской техники представлена в табл. 21.

Таблица 21

Характеристика классов опасности лазерных изделий медицинской техники

| Классы опасности | Степень опасности, описание риска | | | |
|---|---|---|---|---|
| | Коллимированное излучение | | Диффузно отраженное излучение на расстоянии 10 см от отражающей поверхности | |
| | Глаз | Кожа | Глаз | Кожа |
| I | Безопасно | Безопасно | Безопасно | Безопасно |
| II | Выходное излучение представляет опасность | Опасность при облучении кожи существует только в I и III спектральных диапазонах | Безопасно | Безопасно |

Окончание табл. 21

| Классы опасности | Степень опасности, описание риска | | | |
|---|---|---|---|---|
| | Коллимированное излучение | | Диффузно отраженное излучение на расстоянии 10 см от отражающей поверхности | |
| | Глаз | Кожа | Глаз | Кожа |
| III (распространяется только на лазеры, генерирующие излучение во II спектральном диапазоне– свыше 380 до 1400 нм) | Выходное излучение представляет опасность | Выходное излучение представляет опасность | Выходное излучение представляет опасность | Безопасно |
| IV | Выходное излучение представляет опасность | Выходное излучение представляет опасность | Выходное излучение представляет опасность | Выходное излучение представляет опасность |

Для аппаратов 1 и 2 класса лазерной опасности отдельных помещений не требуется. Аппараты 3 и 4 классов опасности должны размещаться в отельных кабинетах, оснащенных наружным табло «Не входить, работает лазер», знаком лазерной опасности, внутренним запорным устройством; на данные кабинеты оформляется санитарный паспорт. При работе с лазерными аппаратами 2-4 классов опасности необходимо использовать индивидуальные средства защиты органов зрения для пациентов и персонала.

Ежедневный контроль за состоянием аппаратуры проводит медицинская сестра перед началом работы. При обнаружении любой неисправности аппарат не используется и делается запись в журнале «Текущий и профилактический ремонт аппаратуры».

Технический контроль, обслуживание и ремонт лазерной аппаратуры осуществляют специально подготовленные техники (инженеры) по ремонту медицинской аппаратуры системы «Медтехника».

Профилактический осмотр аппаратов рекомендуется проводить 2 раза в месяц и делать соответствующую запись в журнале технического обслуживания.

Лазерная медицинская аппаратура относится к изделиям медицинским электрическим, имеющим контакт с пациентом, поэтому к ней предъявляются требования безопасности по ГОСТ Р 50267.0-92.

Каждое лазерное изделие должно иметь знак (знаки) предупреждения о лазерной опасности с указанием класса изделия по ГОСТ 12.4.026-76. Лазерные изделия, при работе которых возможно образование других, помимо лазерного излучения, опасных и вредных производственных факторов, должны иметь соответствующие знаки безопасности по ГОСТ 12.026-76.

### 5.3. Обеспечение профилактики поражения органов и систем обслуживающего персонала лазерным излучением

Лазерное излучение может явиться в ряде случаев причиной появления профессиональных заболеваний операторов, обслуживающих лазерные установки. Катаракта и ожог сетчатки глаза, ухудшение зрения и цветовосприятия, фотокератиты и эритемы, изъязвления и рак кожи — вот далеко не полный перечень возможных последствий воздействия лазерного излучения.

Воздействие когерентного излучения на сетчатку глаза является опасным, так как: попадание в глаз прямого или зеркально отраженного излучения лазера приводит к его фокусировке в точку меньшего размера и соответственно к более высокой плотности мощности; синхронное и синфазное воздействие когерентного излучения на клетки глаза в значительной мере будет приводить к развитию резонансного поглощения излучения и разрушению клеток сетчатки.

Опасность воздействия монохроматического излучения на клетки глаза будет выше за счет его фокусировки хрусталиком в пятно меньших размеров из-за отсутствия хроматических аббераций. Кроме того, монохроматическое излучение опасно действует на психоэмоциональную сферу.

Необходимо остерегаться поляризованного излучения, учитывая анизотропию оптических свойств сетчатки и других сред глаза при выполнении особо тонких манипуляций с лазерным излучением.

Наиболее опасными излучениями для прозрачных сред глаза являются длины волн излучения, совпадающие с максимальным поглощением в тканях. Излучения в ультрафиолетовой части спектра наиболее опасны для роговицы и хрусталика, в ближнем инфракрасном — для хрусталика и водянистой влаги, а ткани роговицы поглощают инфракрасное излучение с длинами волн более 1,5 мкм. Стекловидное тело поглощает инфракрасное излуче-

ние в диапазонах 0,86–1,35 мкм. Структуры сетчатки наиболее эффективно поглощают излучения сине-зеленого спектра, а также более 50% излучения красной области спектра. Красное и инфракрасное излучения, достигающие сетчатки, частично проходят сквозь нее в головной мозг. К наиболее опасным для зрения являются: Ar, He-Cd лазеры, лазер на парах золота и АИГ-лазер с удвоением частоты. Небезопасны гелий-неоновые и полупроводниковые лазеры, а также мощные рубиновый и АИГ-лазеры.

Существует скрытая опасность для глаз лазерных излучателей в ближней инфракрасной области спектра, так как при попадании такого излучения в глаза не происходит их рефлекторной защиты в виде моргания, а сужение зрачка происходит лишь на 5-й секунде. Величина попавшей инфракрасной лазерной энергии на сетчатку будет выше и при закрытых веках, так как расширяется зрачок, а веки больше, чем красное, пропускают инфракрасное излучение.

Установлено, что красный и оранжевые цвета оказывают возбуждающее действие на деятельность корковых центров и подкорковых структур, а синий и фиолетовый цвета их угнетают. Зеленый и желтый цвета уравновешивают процессы торможения и возбуждения в коре головного мозга. Поэтому при обслуживании лазеров и светодиодов нужно учитывать возможность влияния излучения данных цветов на корковые процессы и функции вегетативных центров ствола мозга персонала.

Для достижения терапевтического эффекта в клинической практике рекомендуется интенсивность излучения в интервалах от 0,4 до 10,0 мВт/см$^2$ для непрерывных и от 0,01 до 1,0 мВт/см$^2$ для импульсных лазеров. В некоторых случаях используют интенсивность излучения 300–500 мВт/см$^{2.}$ При внутривенном облучении крови на конце световода достигается плотность мощности от 200 до 1600 мВт/см$^{2.}$ Однако даже при использовании для лечения интенсивности излучения в сверхминимальных величинах при фокусировке излучения на сетчатке глаза возможно повышение интенсивности излучения до 100 000 раз. Кроме того, при проведении процедур в затемненном помещении снижается безопасность лазерной терапии для медицинского персонала из-за увеличения диаметра зрачка, что повышает риск облучения глаз лазерным излучением в 16 раз.

Опасность модулированного излучения состоит в том, что в диапазоне плавной регулировки модуляций излучения от 0,5 Гц до 10 кГц, рекомендованном МЗ РФ для применения в лазерной терапии и внедренном в медицинской аппаратуре, расположены ритмы биоэлектрической активности головного мозга. Мозг человека, как сложная резонансно-динамическая система под воздействием внешних факторов, в том числе и лазерного излучения, может изменять свои частотные параметры. Смещение частоты биоритмов может неблагоприятно влиять на функциональное состояние высшей

нервной деятельности и на функционирование органов и систем организма. Кроме того, в некоторых методиках лазерной терапии частоты модулированного излучения совпадают с частотами биоритмов головного мозга.

Поэтому вопрос о повышении мер защиты медперсонала и пациентов при частотных лазерных воздействиях остается актуальным.

Фактор времени является одной из опасностей при использовании лазерного и светодиодного излучения. Нервная ткань способна аккумулировать световую энергию при длительном воздействии. При определенной мощности излучения экспозиции воздействия в течение 10–15 минут достаточно для перехода от биостимулирующего влияния к развитию деструктивных процессов в нервной системе. Экспериментально подтверждено, что при облучении с интенсивностью 10 мВт/см$^2$ в течение 10 минут в клеточных мембранах происходят обратимые процессы, а при большей экспозиции — необратимые изменения. Обычно опасности подвергается медицинский персонал, проводящий процедуры лазерной терапии, так как время воздействия лазерным облучением на них пропорционально количеству пациентов, проходящих через кабинет лазерной терапии.

## 5.4. Оптимизация работы медицинского и технического персонала в кабинетах лазерной терапии с помощью средств индивидуальной защиты

Оптимизация деятельности кабинетов лазерной терапии достигается с помощью средств индивидуальной защиты глаз от лазерного излучения, к которым относят специальные очки, стекло которых отвечает определенным требованиям:

- высокое поглощение длины волны работающего лазера;
- достаточная прозрачность в остальных областях видимого спектра;
- плотность прилегания к коже лица для недопущения бокового отраженного излучения;
- легкость и удобство для длительной работы.

Для защиты органов зрения от красного света лазеров и светодиодов используют очки марки СЗС (рис.78). Они пропускают только сине-зеленый свет (0,4-0,5 мкм). Их можно использовать и для инфракрасного излучения.

Для защиты органов зрения от излучения красного и инфракрасного диапазонов можно применять и очки марки ОС. Кроме того, для проверки защитных свойств очков можно применить ориентировочный экспресс-способ, заключающийся в помещении очков между выходным отверстием излучателя работающего аппарата и измерителем мощности излучения типа ИМ-01,ИМ-2,РБК-7.1 и др. При эффективных защитных свойствах очков стрелка или цифры на индикаторе мощности излучения покажут отсут-

ствие излучения. Выявленное излучение, падающее через очки на датчик измерителя мощности, будет свидетельствовать о неправильном выборе защитных очков.

Рис. 78. Очки СЗС-6

Предельно допустимые уровни лазерного излучения (ПДУ) нормируются государственными санитарными нормами «Санитарные нормы и правила устройства и эксплуатации лазеров / СНИП №5804-91». Для оперативного контроля ПДУ на рабочем месте оператора, в соответствии с российскими и зарубежными нормами, в МТЛО «Волна» недавно разработаны новые, отвечающие современным требованиям переносные лазерные дозиметры «ЛАДИН». Приборы имеют разные режимы работы (разовое и хроническое облучение, текущую и суммарную дозу облучения), малые габариты, микропроцессорное управление, встроенную базу данных по ПДУ. Такие дозиметры могут быть полезны для служб санитарно-гигиенического надзора, охраны труда, медицинских учреждений, а также для предприятий, разрабатывающих, выпускающих и эксплуатирующих лазерную технику.

# ГЛАВА VI. РАЗРАБОТКИ КАФЕДРЫ КИБЕРНЕТИЧЕСКИХ СИСТЕМ ИНСТИТУТА КИБЕРНЕТИКИ, ИНФОРМАТИКИ И СВЯЗИ ТЮМГНГУ В ОБЛАСТИ ЛАЗЕРНОЙ И СВЕТОДИОДНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ

## 6.1. Аппарат для лазерной терапии и рефлексотерапии в гинекологии «АГИН-01»

В настоящее время отмечается тенденция к росту частоты гинекологических заболеваний. По данным многих исследователей почти у каждой десятой девушки в возрасте 14–17 лет имеются различные гинекологические заболевания. Бесплодие наблюдается у 18,0 - 20,0% женщин с гинекологической патологией, а после перенесенных воспалительных заболеваний развивается у 6,0–60,0% женщин. Гинекологическая хирургическая помощь не всегда оказывается эффективной при лечении таких больных, часто возникает послеоперационный спаечный процесс, нередко удаляются матка, трубы и яичники, что ведет к раннему угасанию женского организма.

Данный контингент гинекологических больных, обращаясь в гинекологические учреждения, надеется получить высокоэффективную лечебную помощь. Однако в арсенале врача-гинеколога до недавнего времени отсутствовали медицинские аппараты и методики для качественного и быстрого проведения необходимого объема неоперативных лечебных и реабилитационных мероприятий. Нет их и за рубежом.

В последние 15–20 лет развитие лазерной науки и промышленности стало стратегической задачей для ведущих стран мира. Степень насыщенности лазерным оборудованием и техникой различных отраслей жизнедеятельности для всех передовых стран мира стала одним из важнейших критериев успешного развития общества. Россия одной из первых применила лазеры в медицине. В настоящее время лазерные медицинские технологии используются практически во всех областях медицины, что позволяет значительно расширить возможности лечения больных. При использовании лазерной медицинской техники значительно уменьшается частота послеоперационных осложнений, сокращаются сроки лечения больных, снижается потребность в фармакологических средствах, в том числе и в гинекологической практике.

На отечественном и зарубежном медицинском лазерном рынке предлагается более 100 наименований медицинских аппаратов и методик для низкоинтенсивной терапии, которые могут использоваться в гинекологии. Наиболее часто рекламируются лазеры, генерирующие в красной и инфра-

красной областях спектра, в непрерывном, модулированном и импульсном режимах.

Однако выбор наиболее эффективного лазерного аппарата или методики для терапии того или иного гинекологического заболевания все еще остается затруднительным. Факт существования большого количества принципов, схем и комбинаций применения лазерных средств и методик, неполная ясность механизмов лечебного действия лазеров для практического врача гинеколога — стимулы для разработки новых, более совершенных аппаратов и приемов лечения.

В последние годы появились сообщения о том, что наибольшим стимулирующим эффектом обладают сканирующие лазерные лучи, но использование существующих медицинских сканирующих систем в гинекологии затруднено сложностью подведения излучения к шейке матки и сводам, что неудобно как больным, так и медицинскому персоналу.

В китайской медицине также существует сканирующий режим активации биологически активных акупунктурных точек — т. н. «клюющее дзю». При данной методике зажженная полынная сигара ритмично приближается и отдаляется от акупунктурной точки, оказывая на нее более эффективное стимулирующее действие, чем неподвижная сигара, что актуально и для лазерной акупунктуры.

Поэтому при разработке нового медицинского аппарата для гинекологии «АГИН-01» нами был выбран сканирующий режим лазерного воздействия как наиболее эффективный. Аппарат разрабатывался по техническому заданию и на основании патентов профессора Баранова В. Н., успешно прошел клинические испытания в ведущих медицинских центрах, в том числе в ГНЦ лазерной медицины (директор – проф. Гейниц А. В.) и в Научном центре акушерства, гинекологии и перинатологии РАМН (директор – академик РАМН Сухих Г. Т.). В марте 2009 года ФГУП НИИ «Полюс» им. М. Ф. Стельмаха получил регистрационное удостоверение МЗ РФ на аппарат.

Проведенные с 1983 по 2007 гг. в Тюменском областном центре планирования семьи и репродукции (в настоящее время он переименован в ГЛПУ ТО «Перинатальный центр») совместно с НИИ «Полюс» им. М. Ф. Стельмаха (Москва) исследования по эффективности новой сканирующей методики лазерного воздействия при различных гинекологических заболеваниях дали обнадеживающие результаты для серийного производства нового медицинского аппарата для лечения гинекологических больных — «АГИН-01».

Внешний вид, схема аппарата и станция управления аппарата показаны на рис. 79, 80, 81.

Рис. 79. Внешний вид аппарата «АГИН-01»

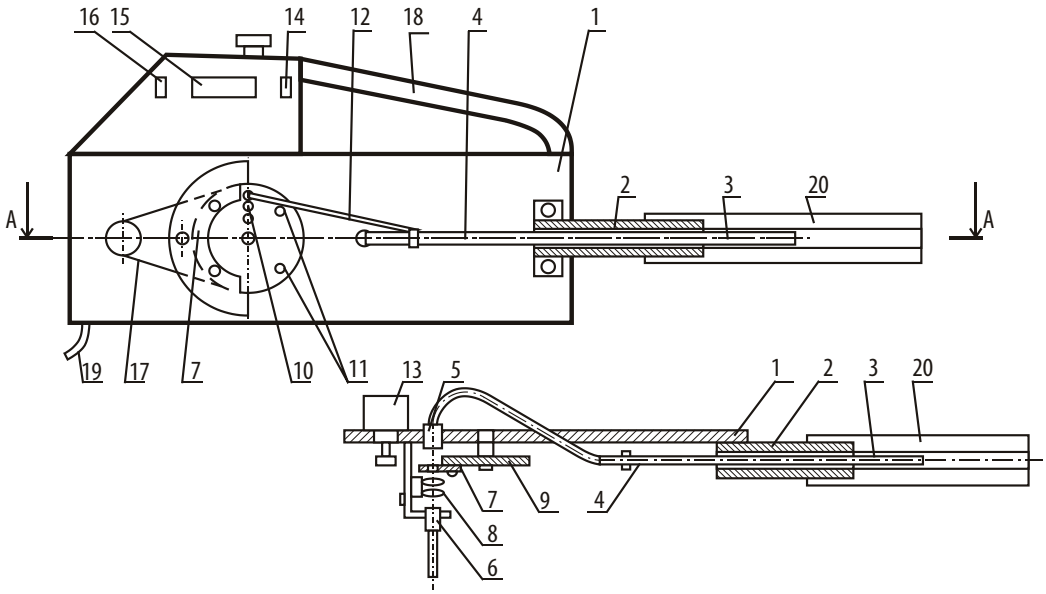


Рис. 80. Схема аппарата «АГИН-01»,
где 1 – корпус; 2 – направляющая трубка; 3 – внутренний световод с градациями от 0 до 10 для различной фиксации проксимального конца толкателя – 4; 5 – узел фиксации проксимального конца внутреннего световода; 6 – узел фиксации дистального конца внешнего световода; 7 – диафрагма; 8 – оптическая система; 9 – диск с отверстиями для различной фиксации проксимального конца толкателя – 10 и с отверстиями для фиксации диафрагмы на диаметрально противоположную сторону – 11; 12 – толкатель; 13 – электродвигатель; 14 – реостат; 15 – тахометр; 16 — выключатель; 17 – ремень; 18 – ручка; 19 – провод источника питания; 20 – сменная насадка из оптически прозрачного материала

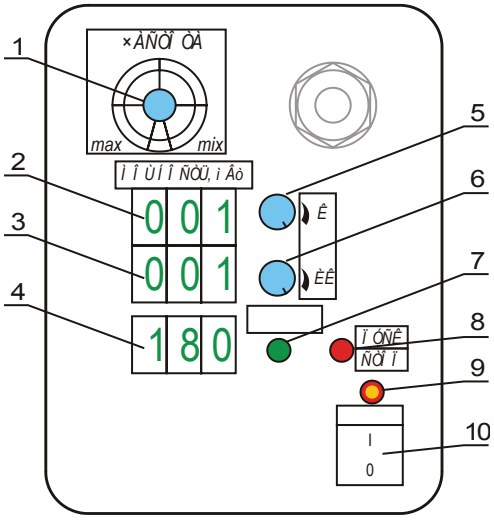


Рис. 81. Станция управления аппаратом,

где 1 – ручка регулировки частоты смещения световолокна; 2, 3 – мощность излучения красного и инфракрасного лазерных диодных излучателей; 4 – индикатор времени работы излучателей; 5, 6 – ручки регулировки мощности излучения лазерных красного и ИК диодов;
7 – кнопка установки времени (20, 60 или 180 с);
8 – кнопка пуска (или останова) работы лазерных диодов; 9 – светоизлучающий диод сигнализирующий о подаче сетевого напряжения на блок питания прибора;
10 – выключатель сетевого напряжения.

Технические характеристики аппарата «АГИН-01» представлены в табл. 22.

Таблица 22

Технические характеристики аппарата «АГИН-01»

| | |
|---|---|
| Длина волны излучения лазеров, мкм:<br>красного<br>инфракрасного | <br><br>0,63 – 0,67<br>0,81 – 0,89 |
| Средняя мощность излучения лазеров (без колбы), мВт | регулируется в пределах от (0,50 ± 0,05) до (10,0 ± 1) |
| Световолокно имеет возможность поступательного перемещения вдоль оси колбы с регулируемой частотой перемещения 0,5-10 Гц (под частотой перемещения световолокна внутри колбы понимается число перемещений в секунду конца волокна из одной крайней точки его положения до другой крайней точки и обратно) | |
| Диаметр жилы моносветоволокна, мм | 1±0,1 |
| Длина поступательно перемещения волокна внутри колбы, мм | 30 – 70 |

Окончание табл.22

| |
|---|
| Колба имеет цилиндрическую форму наружным диатром 16 ± 1 мм и длиной 115 ± 10 мм, оканчиваюшуюся сферическим наконечником. Аппарат работает циклами длительностью 20 ± 2 с, 60 ± 2 с, или 180 ± 2 с. По окончании одного (любого) цикла лазерное излучение должно автоматически отключаться, причем отключение сопрождается звуковой индикацией. |

Были детально обследованы 725 больных. Применялись общепринятые лабораторные методы исследования и специальные (микробиологические, гормональные, ультразвуковые, реографические, кимографические, кольпоскопические, эндоскопические, морфологические). В качестве сравнительного источника лазерного излучения использовались гелий-неоновая лазерная физиотерапевтическая установка «УЛФ-01», генерирующая излучение с длиной волны 0,63 мкм (красная часть спектра), и полупроводниковый прибор «Луч-200», излучающий на длине волны 0,89 мкм (инфракрасная часть спектра). Для лечения использовались стандартные гибкие кварцевые световоды. Сравнительные результаты УЗИ до и после лечения представлены на рис. 81 и 82.

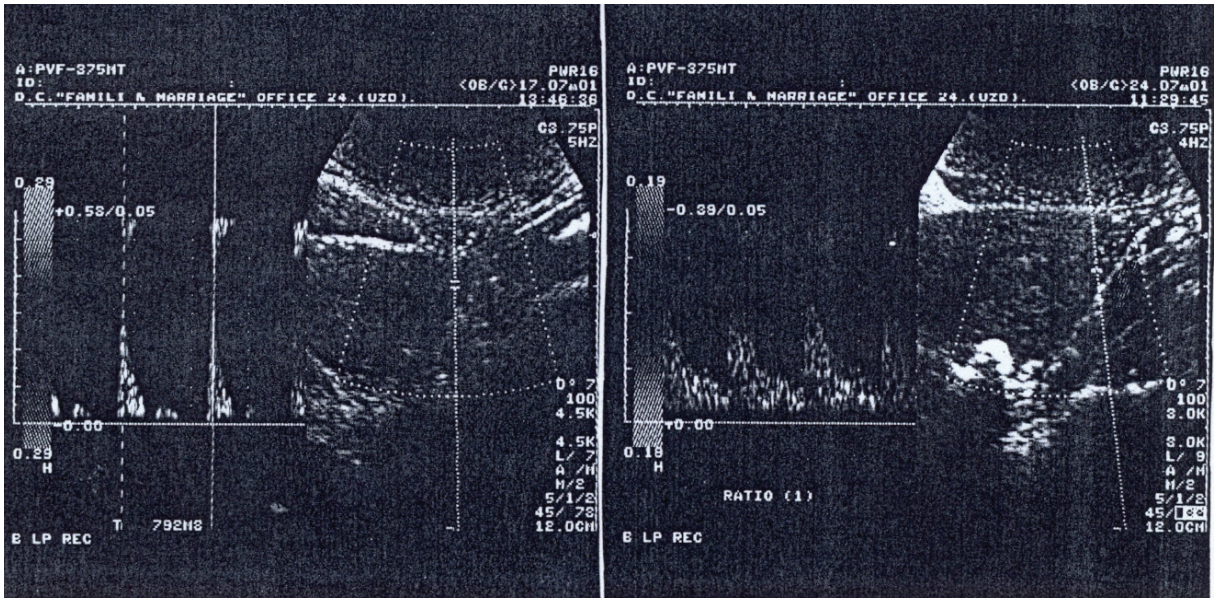


Рис. 81. Восстановление кровотока в маточных артериях
(через 6 сеансов лазерной терапии)

Исследования показали, что благодаря новой методике лазерной терапии и лазерной пунктуры с применением сканирующих лучей оказывалось более выраженное терапевтическое действие по сравнению с традиционной методикой лазерного воздействия.

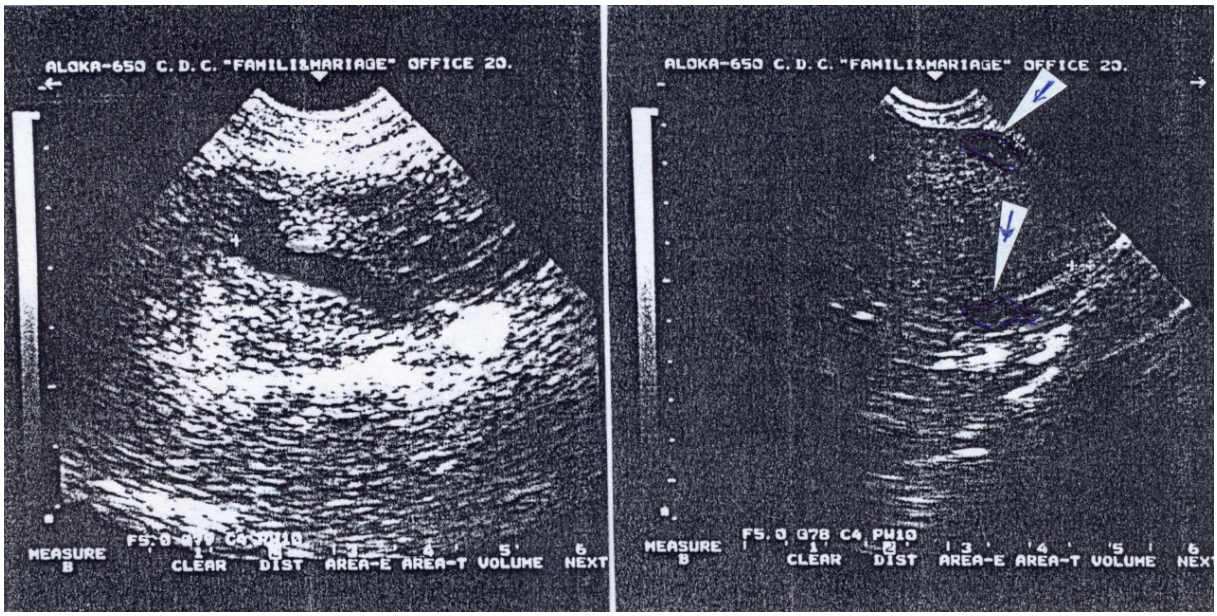


Рис. 82. Эффективность лечения варикозного расширения вен матки (через 8 сеансов лечения)

На основании полученных данных был сделан вывод, что механизмами терапевтического действия новой методики лечения являются высокоэффективная стимуляция шеечно–гипоталамо-гипофизарно-яичникового рефлекса (по С. Н. Давыдову), оказывающая нормализующее действие на выработку ФСГ, ЛГ, ЛТГ и восстанавливающую функцию яичников; активация висцеро-висцеральных «моторных» рефлексов между влагалищем и маточными трубами и стимуляция выработки окситоцина гипофизом, вызывающие сокращения матки и маточных труб и ведущие к купированию варикозного расширения вен матки и придатков, восстановлению проходимости маточных труб и улучшению результатов лечения бесплодия (Kunz et. al., 2007), рассасыванию спаечно-рубцового процесса в области матки и придатков (лазерный массаж), активации перфузии крови через половые органы; стимуляция БАТ приводит к эффективной реализации соответствующих их специфике действия — кожно-висцеральных са-ногенетических рефлексов.

Таким образом, новая сканирующая методика, которая используется в аппарате «АГИН-01», может быть рекомендована при лечении широкого спектра гинекологических заболеваний. Аппарат можно заказать во ФГУП НИИ «Полюс» им. М. Ф. Стельмаха.

### 6.2. Многоцветный фототерапевтический аппарат

На кафедре КС аспирантом Хлыновым М. А. разработаны принципы построения многоцветного фототерапевтического аппарата широкого спектра лечебного действия, обеспечивающего возможность проведения

светодиодного облучения по методикам фототерапии и фоторефлексотерапии. Многоцветность и широкий терапевтический спектр аппарата обеспечены техническими решениями авторов: применением трехцветных RGB-светодиодов, генерирующих красный, зеленый, синий света; модулятора светодиодного излучения, генерирующего пространственно-модулированное светодиодное излучение, обладающее новыми биотропными характеристиками. Предложен вариант лечебно-диагностического комплекса, включающего фототерапевтический аппарат, для реализации принципа «обратной связи» с пациентом.

В современной фототерапевтической практике наряду с лазерной терапией все чаще используются методы лечения с использованием некогерентных источников излучения, среди которых перспективным является применение излучающих светодиодов. Теоретическим обоснованием возможности замены излучения лазеров на излучение светодиодов явились работы отечественных и зарубежных исследователей, где показана схожесть эффектов данных видов фотовоздействия на человеческий организм. Практическим обоснованием для использования светодиодов для терапии различных патологических состояний стал прорыв в производстве нитридных многокомпонентных гетероструктур и приборов на их основе. Это позволило решить и проблему низкого светового выхода, ограниченного диапазона цветов, что ранее препятствовало применению светодиодов для хромотерапии.

При разработке светодиодных терапевтических аппаратов основной проблемой является выбор вида светодиода для получения наибольшего терапевтического эффекта. Можно выделить несколько видов излучающих светодиодов: моргающие светодиоды, содержащие интегрированный кругооборот мультивибратора внутри, который заставляет светодиод вспыхивать с типичным периодом одной секунды; цветные мигающие светодиоды, состоящие из двух работающих навстречу светодиодов (электрический ток в одном направлении производит один цвет, ток в противоположном направлении производит другой цвет); трёхцветные светодиоды (два светодиода в одном, имеющие общий анод или катод). В свою очередь, среди трехцветных выделяют RGB-светодиоды, содержащие красный, зеленый и синий эмитенты. При соответствующем управлении RGB-светодиодом биологический объект можно облучать как красным, зеленым, синим лучами, обладающими наиболее выраженными биотропными свойствами, так и при необходимости лучами нескольких цветов, используя их смешивание.

Лечебное воздействие светодиодами осуществляется следующим образом. Излучателем светодиодного аппарата облучаются биологически активные точки, зоны Захарьина-Геда, область проекции внутренних органов на коже или слизистых оболочках, при этом с помощью блока управления создаются разные режимы облучения: непрерывное или модулированное

по амплитуде, частоте или фазе. Затем изучается ответная реакция биотканей, органов и систем организма на облучение.

По-видимому, для повышения эффективности фототерапии необходимо иметь возможность генерировать светодиодное излучение с более выраженными биотропными параметрами. Кроме того, от качества и надежности модулятора излучения очень зависят стабильность и долговечность работы фототерапевтического аппарата. Поэтому первоочередной задачей при разработке аппаратуры для светотерапии является поиск нового вида модуляции светодиодного облучения, разработка оптимальной конструкции модулятора излучения и блока управления цветовым спектром, разработка системы обратной связи с пациентом, оптимальный выбор точек и зон приложения лучей при различных заболеваниях.

### 6.2.1. Основные проблемы, возникающие при модуляции светодиодного излучения

Модуляция излучения — это процесс изменения во времени мощности излучения (амплитудная модуляция), частоты (частотная) или фазы (фазовая). На практике используется только амплитудная модуляция. При этом режиме средняя мощность излучения меньше максимальной. В традиционных аппаратах частота модуляции излучения меняется обычно переключателем на панели блока управления, визуализируется в виде конкретных цифр цифровым индикатором. В некоторых случаях дискретный переключатель фиксируется в нужном положении с конкретным значением и размерностью параметра. Возможно управление длительностью импульсов в миллисекундах или микросекундах для модулированного режима.

При разработке узлов аппаратуры, обеспечивающих получение модулированного излучения в видимом диапазоне спектра, необходимо учитывать ряд особенностей, касающихся как особенностей функционирования организма при заболевании, так и характера взаимодействия излучения с биологическими тканями.

В настоящее время многие производители фототерапевтической аппаратуры выпускают установки с неоправданно высокой выходной мощностью излучения, недостаточно подтвержденной экспериментально, хотя многими исследователями показано преимущество в эффективности модулированного излучения перед непрерывным.

Следующая проблема касается частотной модуляции излучения. Предпосылкой для этого послужил тот факт, что модуляции луча определенной частоты лучше усваиваются теми или иными тканями организма. Известно, что функционирование организма и его систем, клеток и клеточных структур имеет ритмический характер с наличием большого числа колебательных процессов с периодами от долей секунды до суточных и много-

летних биологических ритмов. Установлено, что большинство заболеваний начинается с дизритмии с возможным формированием впоследствии стойкой патологической детерминантной системы. При воздействии модулированным излучением можно ожидать резонанса между измененной функциональной системой органа с характерной для нее частотой и воздействующей частотой. Совпадение частотных характеристик будет способствовать более активному переходу организма с патологического на физиологический уровень функционирования с последующим восстановлением структуры тканей и органов. Поэтому подбор необходимых частот при светодиодной терапии является важным компонентом в лечебном процессе. Однако еще до сих пор не найдены оптимальные частоты модуляции при той или иной патологии организма. Часто предлагаемые режимы модуляции при ряде заболеваний экспериментально до конца не обоснованы.

Наличие противоречивости во взаимодействии светового излучения с биологическими тканями обуславливает необходимость детального разбора и изучения процесса влияния их на организм человека. Необходимо изучить особенности изменения формы и интенсивности светового пучка в пространстве и времени.

Механизм лечебного действия нового режима пространственной модуляции излучения базируется на усилении пондероматорного действия светового излучения в глубине ткани вследствие ритмического приближения и удаления источника излучения. Соответственно, реализующееся в толще биоткани, вследствие пространственной модуляции излучения, ритмично сужающееся и расширяющееся лазерное пятно оказывает своеобразный мягкий «световой массаж». Давление света зависит от отражательной способности излучения от объекта воздействия, видимо, в том числе и от клеточных стенок, поверхности отдельных молекул нуклеиновых кислот, белков и липидов облучаемой ткани.

Предполагается, что благодаря усилению пондероматорного эффекта в биологической ткани под действием светодиодного излучения в красной, зеленой и синей частях спектра будет более выраженно проявляться противовоспалительное, рассасывающее и иммуномодулирующее действие на патологический процесс.

### 6.2.2. Особенности конструкции модулятора светодиодного аппарата

Далее рассмотрим вопросы, связанные непосредственно с конструированием модулятора светодиодного аппарата. Модулятор светодиодного излучения должен обеспечивать: стабильные частоты пространственной модуляции излучения; варьирование частотным диапазоном; оперативное

управление величинами и диапазоном колебаний плотности падающей мощности излучения на объекте облучения.

В результате изучения литературы и существующих модуляторов излучения и сканирующих устройств делаем вывод, что для генерации пространственно модулированного луча наиболее оптимальным является модулятор лазерного излучения гинекологического аппарата «АГИН-01», (регистрационное удостоверение Росздравнадзора №ФСР 2009/04330), разработанного по патентам на изобретения и полезные модели профессора В. Н. Баранова. Диск вращается от двигателя через шестеренчатое соединение и соединен через толкатель с ползуном, который перемещается по направляющим стержням и соединен со световолокном. При вращении двигателя световолокно совершает возвратно-поступательные перемещения с частотой 1–3 Гц. Такое решение оказалось не очень удовлетворительным по следующим причинам: недостаточная частота модуляций; повышенный шум и вибрация при работе модулятора на частотах более 3 Гц; ненадежная фиксация световолокна. Принимая во внимание эти недостатки, мы по согласованию с производителем аппарата «АГИН-01» пришли к использованию подвижного прикрепления световолокна непосредственно к вращающемуся диску и соединения диска с электродвигателем через пасеки.

В результате модификации модулятор «АГИН-01» позволил получить частоты модуляции от 0,5 до 10,0 Гц.

Расширившийся функциональный диапазон модулятора лазерного излучения способствовал распространению аппарата «АГИН-01» в клинических учреждениях г. Тюмени. Расчет клинической эффективности «АГИН-01» с новым модулятором излучения, проведенный в ГБУЗ ТО «Перинатальный центр» (г. Тюмень показал, что у гинекологических больных при синдроме тазовых болей эффективность купирования болей была выше, по сравнению с результатами лечения «АГИН-01» до модификации модулятора излучения, в 2,7 раза, рассасывание спаечно-рубцового процесса в области матки и придатков происходило в 1,9 раза быстрее, исчезновение зуда вульвы при ее краурозе наступало в 2,1 раза чаще, а длительность периода заживления послеродовых разрывов промежности сокращалась в 1,5 раза.

Следующим важным аспектом явилась разработка модулятора к светодиодному аппарату. В данном аппарате диск был закреплен непосредственно на оси электродвигателя, а на дистальном конце толкателя помещен RGB-светодиод типа ARL-5213RGBC/4C (рис. 83).

В данном модуляторе так же, как в «АГИН-01», используется механическое возвратно-поступательное перемещение излучателя. Такой подход открывает следующие возможности: регулировать диапазон перемещения светодиода относительно биологического объекта; обеспечивать высокую частоту модуляции излучения, так как источник излучения не связан с корпу-

сом световолокном, связь между ними осуществляется только посредством тонкого сетевого провода; оптимально варьировать плотностью падающей мощности излучения и спектром излучения светодиодов.

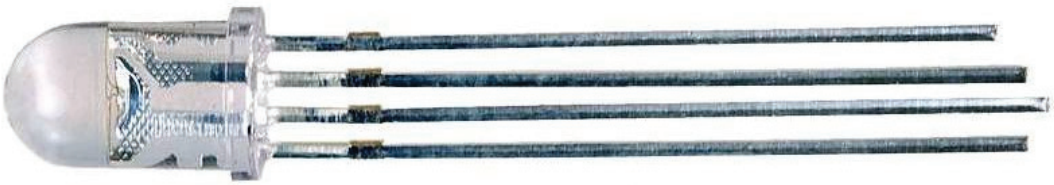

Рис. 83. Фото RGB-светодиода типа ARL-5213RGBC/4C

Сущность предложенного конструктивного решения светодиодного аппарата, обеспечивающего возможность воздействия на очаги поражения наружной и внутренней локализации пространственно модулированным светодиодным излучением с длинами волн 0,62-0,64 мкм, 0,52-0,53 мкм, 0,46-0,47 мкм, поясняет рис. 84.

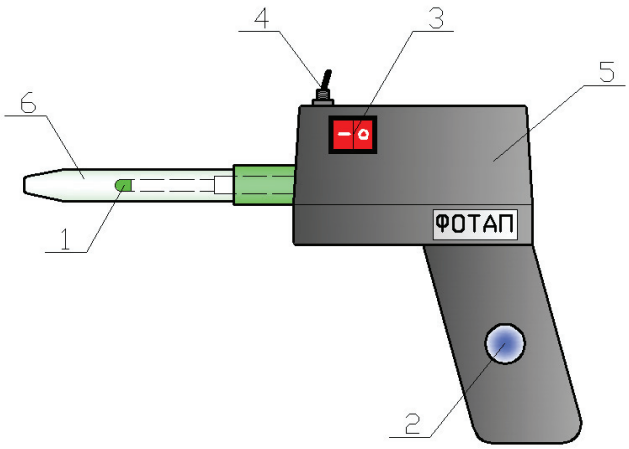


Рис. 84. Схема устройства для фототерапии,
где 1 – RGB-светодиод; 2 – ручка регулировки частоты модуляции излучения; 3 – включатель аппарата; 4 – тумблер переключения цвета излучения; 5 – корпус аппарата; 6 – одноразовый наконечник

Как следует из рисунка, разработанный нами аппарат состоит из трех основных частей: корпуса, в котором размещены электронный блок и светодиодный излучатель, одноразовой насадки, источника постоянного тока.

Из рис. 85 видно, что СД генерируют оптическое излучение с длинами волн в диапазоне 0,4-06 мкм, которое воздействует на БО. Поддержание определенного спектра излучения обеспечивается БУЦС. В качестве БП

применяется источник постоянного тока (9 В, 300мА). ПСН позволяет М аппарата формировать соответствующие клинической ситуации режимы пространственной модуляции светодиодного излучения.

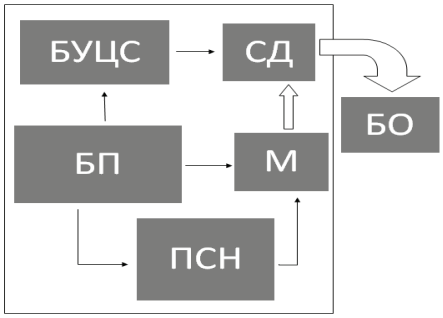


Рис. 85. Структурная схема аппарата,
где БУЦС – блок управления цветовым спектром; БП – блок питания; СД – светодиод; М – мотор; ПСН – плата стабилизатора напряжения; БО – биологический объект

Излучатель состоит из одного RGB-светодиода. Светодиод устанавливается на дистальном конце толкателя, который в свою очередь проксимальным концом на шарнире подвижно закреплен на периферии плоского диска, совершающего вращение вокруг своей вертикальной оси с регулируемой частотой.

Светодиод с толкателем совершают поступательные движения в пластмассовом одноразовом наконечнике, который накручивается основанием на резьбу корпуса. При полостных процедурах в акушерско-гинекологической и андрологической практике на наконечник дополнительно одевают презерватив.

При разработке опытного образца аппарата (рис.86) учтены требования устойчивости к температурным воздействиям, влажности и механической прочности. Кроме того, аппарат малогабаритен, имеет малую массу, простую и технологическую конструкцию, отвечающую требованиям электробезопасности.

Рис. 86. Опытный образец аппарата для фототерапии

Проведеное исследование показало, что при проведении процедур фототерапии мощность излучения светодиода варьирует от 0,1 до 2,0 мВт, диаметр светодиодного пятна на объекте облучения от 1,0 до 5,0 см, соответственно, плотность падающей мощности в среднем от 1,0 до 2,5 мВт на кв.см., что не превышает рекомендуемые для фототерапии параметры воздействия. В результате аппаратурной реализации модулятора аппарата удалось получить частоты пространственной модуляции светодиодного излучения от 0,5 до 15,0 Гц.

### 6.2.3. Аппаратурная реализация лечебно-диагностического комплекса

В работе предусмотрено подключение аппарата для фототерапии к диагностическому комплексу, состоящему из компьютера с автоматическим рабочим местом врача, диагностического блока с определителем локализации и функции биологически активных точек на основе их величины электрического сопротивления.

На рис.87 представлена схема лечебно-диагностической системы, в которую включен светодиодный аппарат.

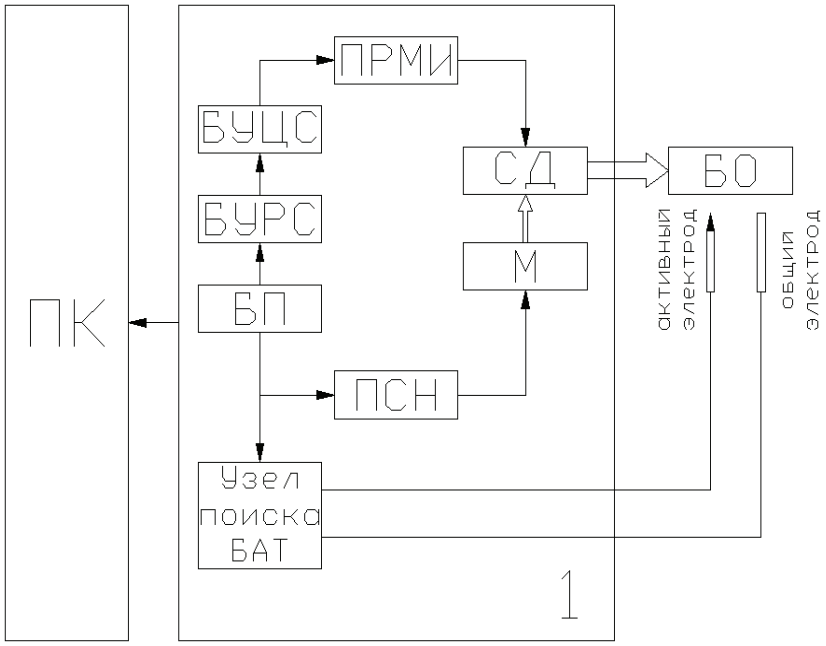


Рис. 87. Блок схема аппарата с узлом поиска биологически активных точек, где 1 — светодиодный аппарат; БП — блок питания; ПСН — плата стабилизатора напряжения; БУРС — блок управления режимом сканирования; М — микродвигатель; БУЦС — блок управления цветовым спектром; СД — светодиод; ПРМИ — плата регулировки мощности излучения; БО — биологический объект; Узел поиска БАТ — узел поиска биологических активных точек; ПК — персональный компьютер

В задачу диагностического комплекса входит обработка информации, поступающей с приемников электронного зонда с биологически активных точек. В компьютерном блоке сигнал подвергается аналоговой обработке, в частности, согласованию, усилению и фильтрации с последующей передачей на микроконтроллер. Аналоговая часть электронного блока состоит из пяти идентичных измерительных каналов, каждый из которых включает в себя такие основные узлы, как повторитель, усилитель и фильтр низких частот.

Для формирования полезного сигнала и устранения помех отражённого сигнала устанавливается фильтр нижних частот. Далее преобразование осуществляется с помощью схемы выборки и хранения, мультиплексора и АЦП, которые преобразуют исходные данные от одного или нескольких измерительных датчиков в выходной сигнал, пригодный для хранения в компьютере и цифровой обработки. Поскольку информация, поступающая на вход системы, преобразуется в цифровую форму и в дальнейшем подвергается вычислительной обработке, то во главе всей структурной схемы ставится центральный микропроцессор, управляющий работой отдельных узлов системы и всеми процедурами, касающимися сбора, хранения, обработки. Затем информация поступает на персональный компьютер (ПК) и отображается в удобной для пользователя форме (рис. 88).

Рис. 88. Диагностический комплекс

Разработка программного обеспечения проводилась с помощью компилятора IAR Embedded Workbench и программного симулятора AVR Studio 3.51, для программирования микроконтроллеров использовалась утилита PonyProg 2000.

Благодаря графической системе программирования на уровне функциональных блок диаграмм LabView, данные визуализируются на мониторе ПК в удобной для пользователя форме. Применение программы LabView позволяет существенно упростить и сделать оптико-электронную систему более универсальной. Принципиальная электрическая схема лечебно-диагностического комплекса показана на рис. 89.

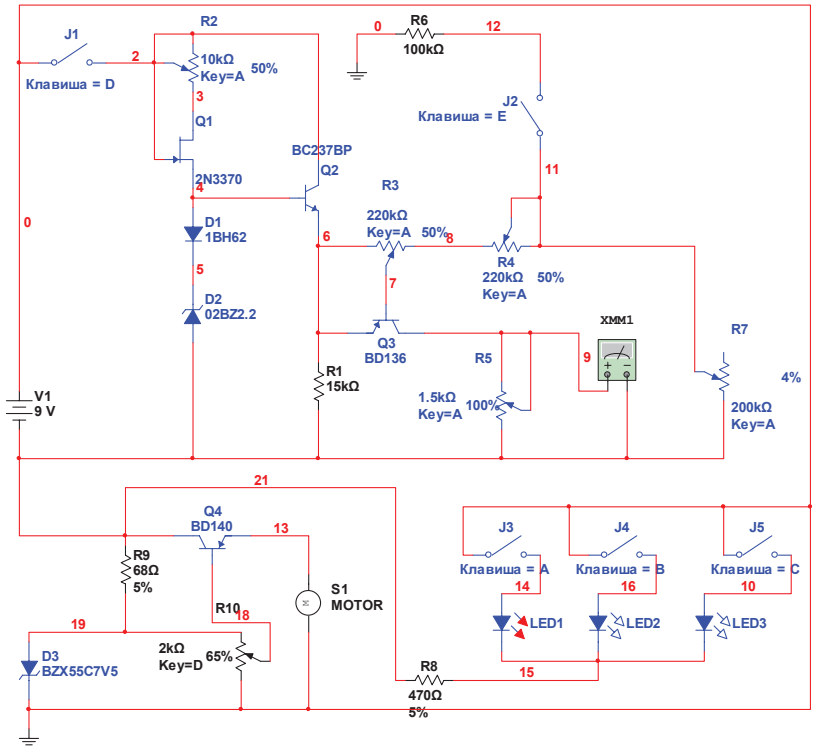


Рис. 89. Схема электрическая принципиальная лечебно-диагностического комплекса

Из проведенных теоретических, экспериментальных и клинических исследований можно заключить, что при построении аппаратов для фототерапии необходимо предусмотреть разработку модулятора излучения, обеспечивающего изменение интенсивности излучения во времени и пространстве для получения колебаний плотности мощности в биологических тканях ударного типа. Подобные колебания являются в определенной степени механостимулом, ведущим к активации процессов разрыхления и рассасывания спаечно-рубцовых тканей воспалительного и дегенеративно-дистрофического характера, стимуляции регенерации. Включени в конструкцию аппаратов светодиодов, излучающих на разных длинах волн, расширит функциональные возможности фототерапевтической аппаратуры. Данному требованию отвечает пространственно модулированное излучение светодиодного аппарата, разработанного на основе RGB-светодиодов.

Экспериментальные исследования макетного образца аппарата показали, что он обеспечивает широкий диапазон длин волн излучения: 0,62-0,6 мкм, 0,52-0,53мкм, 0,46-0,47 мкм и управляемую пространственную модуляцию светодиодного излучения от 0,5 до 15,0 Гц. Подключение аппаратуры для фототерапии к диагностическому комплексу, состоящему из компьютера с автоматическим рабочим местом врача, диагностического блока с определителем локализации и функции биологически активных точек на основе их величины электрического сопротивления, значительно облегчит и ускорит работу врача.

### 6.3. Прибор для светодиодной физиотерапии

На кафедре КС аспирантом М. С. Бочковым был разработан прибор для светодиодной фототерапии, обладающий набором новых улучшенных параметров.

Клинико-экспериментальные исследования доказали, что широко используемое в терапии световое излучение обладает сильным болеутоляющим и антивоспалительным фактором, а также играет важную роль в фотохимическом синтезе энергии. В настоящее время в качестве источников света в физиотерапии используются лазеры и светодиоды. Но имеющиеся светодиодные матрицы и наконечники не всегда обеспечивают должный контакт светового поля и поверхности биообъекта вследствие сложной поверхности биообъекта.

При разработке аппарата была изучена литература по лазерной и светодиодной терапии, проанализированы достижения в области отечественной и зарубежной медицинской светодиодной техники. Объектом исследования являлись аппараты, матрицы и насадки для светодиодной физиотерапии.

Рис. 90. Фото опытного образца светодиодного физиотерапевтического аппарата

В результате анализа литературы и исследования аналогичных аппаратов была предложена концепция создания фототерапевтического аппарата. Аппарат (рис. 90) выполнен по блочной схеме (рис. 91), состоит из блока питания, таймера, генераторов импульсов и матричной манжеты (рис. 92). Светодиодный аппарат имеет несколько типов работы (непрерывный и импульсный с плавно изменяемой частотой), регулировку мощности светового излучения для подбора наиболее точной мощности при лечении. Предложена концепция создания матрицы-манжеты. Особенностью светодиодной матрицы является то, что излучающие элементы закреплены на гибком основании-манжете, позволяющей максимально эффективно использовать световое поле на любой поверхности биообъекта за счёт более плотного прилегания излучателей к телу пациента, в отличие от обычных излучающих наконечников и матриц. Разработанная матрица может быть выполнена в монохромном или полихромном исполнении, содержать различное количество светодиодов и иметь разные размеры. Аппарат в настоящее время находится на стадии опытного образца. Предназначен для наружного воздействия на поврежденные участки тела и биологически активные точки (БАТ) и рефлексогенные зоны и проекции органов.

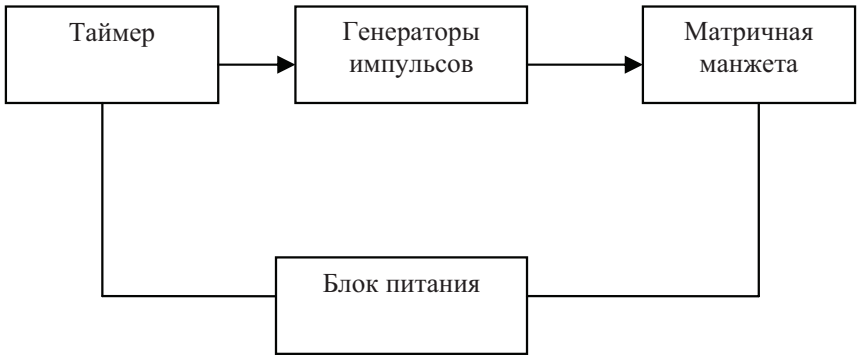


Рис. 91. Блок-схема светодиодного физиотерапевтического аппарата

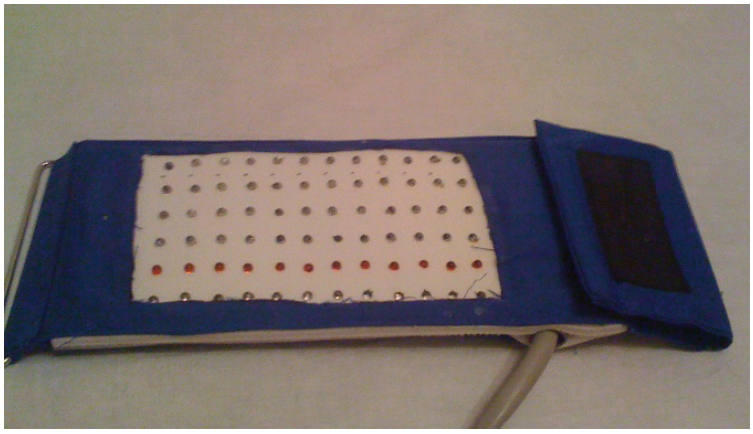

Рис. 92. Фото опытного образца светодиодной манжеты

Аппарат готов к работе после включения кнопки «Сеть». Перед лечебной процедурой с помощью таймера, имеющего дисплей для отображения оставшегося времени процедуры, устанавливается время воздействия. С помощью переключателей задаётся режим работы – постоянный или импульсный. Если выбирается импульсный режим работы, то задаётся также частота излучения. Ручками регулировки частоты излучения обеспечивается плавное варьирование частот от 1 до 100 Гц. Мощность излучения изменяется с помощью переключателя. Во время лечебной процедуры источником излучения генерируется светодиодное излучение, которое воздействует на биологический объект: патологический участок, рану, БАТ, рефлексогенную зону или проекцию органа. Мощность излучения аппарата зависит от количества источников излучения на матрице (светодиодов). Максимальная мощность 108 мВт для излучения красного спектра, 72 мВт для излучения оранжевого и синего спектров, 50,4 мВт для излучения желтого и фиолетового спектров и 57,6 мВт для излучения зеленого спектра. Питание аппарата производится от сети переменного тока с напряжением 220В и частотой 50 Гц, а также встроенного аккумулятора.

Разработанный опытный образец аппарата для светодиодной физиотерапии имеет значительное преимущество перед аналогами благодаря специально разработанной матрице-манжете, обеспечивающей максимально эффективное воздействие на необходимый участок биологического объекта.

# ГЛАВА VII. МЕТОДИЧЕСКИЕ МАТЕРИАЛЫ К ИЗУЧЕНИЮ ДИСЦИПЛИНЫ «ЛАЗЕРНЫЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ ПРИБОРЫ И СИСТЕМЫ»

## 7.1. Пояснительная записка

Учебное пособие «Лазерные и светодиодные медицинские приборы и системы» разработано для дисциплины «Лазерные измерительные приборы и системы», которая входит в технический блок учебного плана студентов, обучающихся по направлению подготовки бакалавров 201000.62 «Биотехнические системы и технологии» и направлению подготовки дипломированных специалистов 200401 «Биотехнические и медицинские аппараты и системы» и 200402 «Инженерное дело в медико-биологической практике. Ее главное назначение – ознакомление студентов с основными типами лазеров, встраиваемых в медицинские измерительные приборы, системы, и современными методами лазерных измерений и диагностики.

## 7.2. Содержание дисциплины

1. Введение в курс «Лазерные измерительные приборы и системы».

Цели и задачи курса – предмет лазерных измерительных приборов и систем. Связь курса с другими науками и ее значение для медицины. Перечень дисциплин и разделов, знание которых необходимо для изучения лазерных измерительных приборов и систем. Краткая справка о появлении лазеров. Основные сведения из квантовой механики и квантовой теории излучения. История возникновения мазеров и гразеров. Основные тенденции развития лазерной медицинской техники. Использование современных достижений электроники, микропроцессорной техники в лазерных изделиях нового поколения.

2. Основные принципы курса «Лазерные измерительные приборы и системы». Назначение, задачи курса «Лазерные измерительные приборы и системы». Лазерные измерительные приборы и системы, их показатели и требования, предъявляемые к ним. Классификация лазерных измерительных приборов и систем. Принципы измерения, осуществляемые в лазерных приборах и системах. Обобщенная схема лазерных измерительных систем. Вопросы метрологии, унификации и стандартизации аппаратуры для лазерных измерений.

3. Лазерные изделия в медицинской диагностике**.** Лазерные приборы и системы для диагностики in vivo и in vitro. Жидкостные хроматогра-

фы. Фотометры. Спектральные, поляризационные, интерференционные, нефелометрические, колориметрические, спектро-фотометрические диагностические лазерные аппараты. Аппараты для лазерной флуорисцентной спектроскопии и спектроскопии диффузного отражения. Оптический когерентный томограф. Спектрофотометрический неинвазивный индикатор объемного капиллярного кровенаполнения мягких биологических тканей. Лазерный цитомонитор. Основные требования к лазерным источникам для диагностических применений. Аппараты «Гранат», ЛАКК-01», «СФА-500», «ЛАНБИ-02», «МР-1010», «ФЛЮОРИТ-4С», «ФЛЮОРИТ-6С».

4. Измерители параметров лазеров. Приемники лазерного излучения. Классификация, основные параметры и характеристики. Измерители энергетических параметров. Классификация. Особенности измерения. Измерители длины волны излучения. Классификация, особенности измерения. Измерители длительности импульсов и параметров лазерного пучка. Классификация, Особенности измерения. Аппараты РБК-6, ИМ-01, ЛДП-6, ПМ-99, ВА-500 и ВА-100 фирмы OPHIR OPTONICS (Израиль).

5.Структурная характеристика лазерных приборов и систем. Конструктивные особенности лазерных систем. Рабочее вещество. Резонатор. Блок питания. Основные виды лазеров: по физическому состоянию активного вещества; по способу накачки; по временному режиму работы лазера. Основные параметры лазерного излучения и контроля. Энергия и мощность. Расходимость. Степень поляризации излучения. Расчет плотности мощности лазерного излучения. Требования, предъявляемые к лазерной аппаратуре. Характеристики лазерного излучения и системы передачи излучения. Оптические шарниры, волноводы, волокна, наконечники, системы, формирующие необходимый профиль излучения, выходящего из волокна.

6. Организация работы кабинетов лазерной медицины и меры лазерной безопасности. Требования к размещению лазерных установок и размерам, оснащению, отделке помещений. Требования безопасности при эксплуатации лазерных установок. Документация. Требования к ведению журналов. Обеспечение безопасности при работе с лазерными установками. Опасные и вредные производственные факторы. Прямое, отраженное и рассеянное излучение. Повышенное напряжение в электрических сетях. Повышенный шум. Продукты взаимодействия лазерного излучения с биологическими объектами. Классификация лазерных изделий по степени опасности. Защитные устройства и блокировки. Средства индивидуальной защиты. Требования к персоналу, эксплуатирующему лазерные установки. Вопросы профессиональной патологии при работе с лазерами. Контроль лазерного излучения.

7. Медицинские изделия на основе твердотельных лазеров. Классификация. Физические процессы и основные характеристики.

Спектральный состав излучения. Энергия, мощность и КПД. Частота генерации импульсного лазера. Способы охлаждения активного вещества. Схема малогабаритной системы накачки импульсного лазера. Значение твердотельных лазеров в медицинских измерительных приборах и системах.

8. Медицинские изделия на основе газоразрядных, химических и жидкостных лазеров. Общие сведения о газоразрядных лазерах. Лазеры на нейтральных атомах. Ионные лазеры. Молекулярные лазеры. Газодинамические лазеры. ТЕА-лазеры. Химические лазеры. Жидкостные лазеры. Место газовых, химических и жидкостных лазеров в медицинских измерительных приборах и системах.

9. Медицинские изделия на основе полупроводниковых лазеров. Общие сведения. Гомоструктурные инжекционные лазеры. Гетероструктурные инжекционные лазеры. Лазеры с накачкой электронным пучком и прямым электронным возбуждением. Лазеры с оптической накачкой. Роль полупроводниковых лазеров в медицинских измерительных приборах и системах.

### 7.3. Рабочий учебный план

РАБОЧИЙ УЧЕБНЫЙ ПЛАН (32 часа лекций, 16 - лабораторных)

**Темы лекционных занятий**

| № п/п | Тема занятия | Кол-во часов |
|---|---|---|
| 1. | Введение в курс «Лазерные измерительные приборы и системы» | 2 |
| 2. | Основные принципы курса «Лазерные измерительные приборы и системы» | 4 |
| 3. | Лазерные изделия в медицинской диагностике | 4 |
| 4. | Измерители параметров лазеров | 2 |
| 5. | Структурная характеристика лазерных приборов и систем | 4 |
| 6. | Организация работы кабинетов лазерной медицины и меры лазерной безопасности | 4 |
| 7. | Медицинские изделия на основе твердотельных лазеров | 4 |
| 8. | Медицинские изделия на основе газовых, химических и жидкостных лазеров | 4 |
| 9. | Медицинские изделия на основе полупроводниковых лазеров | 4 |
| | Всего: | 32 |

**Темы практических (лабораторных) занятий**

| № п/п | Тема занятия | Кол-во часов |
|---|---|---|
| 1. | Ознакомление с конструкторской документацией и настройка лазерного лечебно-диагностического аппарата «АГИН-01», выполненного по 6 патентам на изобретение и полезные модели д.м.н., профессора, академика ЛАН РФ Баранова В.Н. | 4 |
| 2. | Настройка и работа с лечебно-диагностическим лазерным комплексом, состоящим из полупроводникового и гелий-неонового лазеров, реографа Р4-02, кардиографа ЭК-3Ч-01 и самописца Н3038. | 4 |
| 3. | Изучение лазерного лечебно-диагностического аппарата «АФЛ-2». | 2 |
| 4. | Работа с лазерным лечебно-диагностическим аппаратом «АФЛ-2». | 6 |
| | Всего: | 16 |

## 7.4. Методические рекомендации к самостоятельному изучению дисциплины

1. Внимательно ознакомьтесь с программой, тематическим планом, тренировочными тестами, заданиями и вопросами к итоговой аттестации. Читая эти материалы, постарайтесь вспомнить соответствующий учебный материал естественно-научных дисциплин: физики, химии и общепрофессиональных дисциплин — электротехники и электроники. Выпишите в рабочую тетрадь те понятия, идеи и проблемы, которые Вам незнакомы, встретились впервые. При изучении дисциплины Вам предстоит обратить на них особое внимание.

2. Изучайте учебный материал последовательно, соответственно программе, используя в качестве основы теоретическую часть настоящего комплекса. В случае необходимости возвращайтесь к рекомендованным учебникам по естественно-научным и профессиональным дисциплинам и обращайтесь к рекомендованной учебной литературе.

3. При изучении каждой темы выписывайте встретившиеся Вам новые понятия и термины в рабочую тетрадь. Используя глоссарий, приведенный в конце теоретической части, учебники, энциклопедические словари, INTERNET и другие информационные источники, раскройте их смысл.

4. В конце каждой темы теоретической части приведены основные термины, понятия и ведущие идеи, раскрытые в ее содержании. По окончании работы над темой постарайтесь дать к ним пояснения и обоснования.

5. Внимательно просмотрите контрольные вопросы, которые приведены в разделе «Вопросы для самоконтроля»; выделите те из них, которые относятся к изученной Вами теме. Выпишите их в рабочую тетрадь. Попробуйте на них ответить. В случае затруднений вновь вернитесь к теоретическому материалу и постарайтесь вникнуть в него более глубоко. При необходимости обращайтесь к рекомендованной для изучения учебной литературе.

6. При изучении каждого раздела вычлените концептуальные идеи, заложенные в учебном материале, раскройте их смысл, обоснуйте и выпишите в рабочую тетрадь.

7. Составьте по теме опорный конспект в виде плана-ответа на вопросы, выносимые на итоговую аттестацию.

8. Из перечня тренировочных тестов выберите те, которые относятся к изучаемой теме. Выполните их. Сверьте полученные Вами ответы с ключами, которые даны в конце настоящего раздела комплекса. За каждый правильный ответ поставьте себе 1 балл.

По мере изучения учебного материала полученные баллы суммируйте. Если при изучении всего курса из 100 возможных баллов вы получили от 85 до 100 баллов — Вы ***молодец,*** если получили от 70 до 85 баллов — ***хорошо***, от 60 до 70 баллов — ***неплохо***, если ниже 60 баллов — вам предстоит еще потрудиться.

В двух последних случаях для успешного прохождения итоговой аттестации Вам необходимо вернуться к теоретической части комплекса, своим записям в рабочей тетради и повторить учебный материал.

## 7.5. Планы практических занятий

Методические рекомендации к подготовке.

1. При подготовке к занятиям внимательно ознакомьтесь с программой курса, рабочим учебным планом, планом семинарского занятия, вопросами для итоговой аттестации и рекомендованной учебной литературой.

2. Изучите учебный материал, вынесенный на практическое занятие, по теоретической части комплекса, учебникам и учебным пособиям, рекомендованным для итоговой аттестации.

3. Вчитываясь в эти материалы, постарайтесь вспомнить соответствующий учебный материал школьных естественно-научных дисциплин. Выпишите в рабочую тетрадь те понятия, идеи и проблемы, которые Вам незнакомы, встретились при изучении этих материалов впервые. Используя

учебники, энциклопедические словари, INTERNET и другие информационные источники, раскройте их смысл.

4. Вычлените концептуальные идеи, заложенные в учебном материале, раскройте их смысл и обоснуйте.

5. Выпишите контрольные вопросы, относящиеся к теме практического занятия, и попытайтесь на них ответить. В случае затруднений вновь вернитесь к учебному материалу, изложенному в рекомендованных учебных пособиях, и постарайтесь вникнуть в него более глубоко. Отдельные дополнительные материалы представлены в хрестоматии.

6. Из системы предлагаемых Вам тренировочных тестов выделите те, которые относятся к теме занятия. Постарайтесь на них ответить. Свои ответы сверьте с ключами. Если Ваш ответ неверен, еще раз обратитесь к теоретическому материалу.

7. Хорошо обдумайте ответы на вопросы, выносимые на практическое занятие. Используя литературу, рекомендованную к занятию, а также другие информационные источники, найдите примеры, подтверждающие варианты Ваших ответов.

8. Составьте опорный конспект к каждому вопросу семинара. Это облегчит Вам подготовку к итоговой аттестации.

**Занятие 1**

Тема: Ознакомление с конструкторской документацией и настройка лазерного лечебно-диагностического аппарата «АГИН-01».

Цели занятия:

1. Изучить конструкторскую документацию лазерного лечебно-диагностического аппарата «АГИН-01».

2. Сформировать представление о функциях и назначении аппарата.

3. Обсудить технику безопасности при работе с лазерным аппаратом.

4. Показать обучающимся органы управления и порядок настройки аппарата.

**Занятие 2**

Тема: Настройка и работа с лечебно-диагностическим лазерным комплексом, состоящим из полупроводникового и гелий-неонового лазеров, реографа Р4–02, кардиографа ЭК-3Ч-01 и самописца Н3038.

Цели занятия:

1. Обсудить состав, характеристики, функции и назначение представленного лечебно-диагностического комплекса.

2. Изучить гелий-неоновый и полупроводниковый лазеры, входящие в состав комплекса, документацию и технические характеристики.

3. Изучить реограф Р4–02, кардиограф ЭК-3Ч-01 и самописец Н3038, их технические характеристики и документацию.

4. Показать порядок подготовки и настройки комплекса.

5. Показать обучающимся основные принципы работы с комплексом.

**Занятие 3**

Тема: Изучение лазерного лечебно-диагностического аппарата «АФЛ-2».

Цели занятия:

1. Познакомить учащихся с техническими характеристиками и функциями лазерного лечебно-диагностического аппарата «АФЛ-2».

2. Изучить техническую документацию аппарата «АФЛ-2».

**Занятие 4**

Тема: Работа с лазерным лечебно-диагностическим аппаратом «АФЛ-2».

Цели занятия:

1. Познакомить учащихся с процессом настройки лазерного лечебно-диагностического аппарата «АФЛ-2».

2. Отработать принципы работы с аппаратом «АФЛ-2».

## 7.6. Вопросы для самоконтроля

1. Предмет лазерных измерительных приборов и систем и его задачи. В чём связь курса с другими науками и ее значение для медицины?

2. Приведите примеры дисциплин и разделов, знание которых необходимо для изучения лазерных измерительных приборов и систем.

3. Какие современные достижения электроники, микропроцессорной техники используются в лазерных изделиях?

4. Что такое измерительные лазерные приборы и системы, их показатели и требования, предъявляемые к ним? Расскажите о классификации лазерных измерительных приборов и систем.

5. Принципы измерения, осуществляемые в лазерных приборах и системах. Обобщенная схема лазерных измерительных систем.

6. Лазерные приборы и системы для диагностики in vivo и in vitro.

7. Какие аппараты для лазерной флуорисцентной спектроскопии и спектроскопии диффузного отражения вы знаете?

8. Каковы основные требования к лазерным источникам для диагностических применений?

9. Приемники лазерного излучения. Раскройте их классификацию, основные параметры и характеристики.

10. Измерители энергетических параметров. Расскажите об их классификации и особенностях измерения.

11. Измерители длин волн излучения. Расскажите об их классификации и особенностях измерения.

12. Измерители длительности импульсов и параметров лазерного пучка. Расскажите об их классификации и особенностях измерения.

13. Каковы конструктивные особенности лазерных систем?

14. Что такое рабочее вещество?

15. Каковы основные типы лазеров: по физическому состоянию активного вещества; способу накачки; временному режиму работы?

16. Основные параметры лазерного излучения и контроль.

17. Как производится расчет плотности мощности лазерного излучения?

18. Какие характеристики лазерного излучения и системы передачи излучения вы знаете?

19. Какие требования к помещениям, безопасности при эксплуатации лазерных установок? Как обеспечить безопасность при работе с лазерами?

20. Что такое прямое, отраженное и рассеянное излучение?

21. Классификация лазеров по степени опасности. Защитные уст- ройства и блокировки. Средства индивидуальной защиты. Каковы требования к персоналу, эксплуатирующему лазерные установки?

22. Объясните схему системы накачки импульсного лазера.

23. Что такое лазеры на нейтральных атомах? Ионные лазеры? Молекулярные лазеры? Газоразрядные лазеры? Химические лазеры? Жидкостные лазеры?

24. Место газоразрядных, химических и жидкостных лазеров в измерительных приборах и системах.

25. Расскажите о лазерах с накачкой электронным пучком и прямым электронным возбуждением.

26. Лазеры с оптической накачкой.

27. Значение полупроводниковых лазеров в измерительных приборах и системах.

## 7.7. Тренировочные тесты

**1. В каком году был создан первый лазер?**

a) 1960;
b) 1954;
c) 1970;
d) 1917.

**2. Основные свойства лазерного излучения:**

a) когерентность;
b) монохроматичность;

c) коллиминированность;
d) все вышеперечисленные.

**3. Дисциплина «Лазерные измерительные приборы и системы» имеет связь со следующими науками, кроме:**
a) химия;
b) физика;
c) зоология;
d) медицина.

**4. Глубина проникновения лазерного излучения в биобъекте для инфракрасного диапазона достигает**:
a) 10 мм;
b) 30 мм;
c) 50 мм;
d) 80 мм.

**5. Свет обладает свойствами:**
a) волновыми;
b) корпускулярными;
c) волновыми и корпускулярными;
d) скоростными.

**6. Атом состоит:**
a) **из** протонов, нейтронов и электронов;
b) положительно заряженных протонов;
c) отрицательно заряженных электронов;
d) нейтральных электронов.

**7. В центре атома находятся:**
a) протоны;
b) протоны и нейтроны;
c) электроны;
d) нейтроны.

**8. Вокруг ядра атома вращаются:**
a) электроны;
b) протоны;
c) нейтроны и электроны;
d) нейтроны.

**9. Количественной характеристикой магнитного поля является:**

a) вектор магнитной индукции;

b) напряженность электрического поля;

c) вектор скорости;

d) вектор ускорения.

**10. Поле света состоит:**

a) из периодически изменяющихся электрического и электроста-тического полей;

b) периодически изменяющихся магнитного и парамагнитного полей;

c) периодически изменяющихся электрического и магнитного полей;..

d) периодически изменяющихся магнитного и электростати- ческого полей.

**11. Частицами электромагнитной волны являются:**

a) флогистоны;

b) фотоны;

c) кластеры;

d) атомы.

**12. Ионными называют лазеры, активная среда которых представляет собой:**

a) смесь азота с углекислым газом или гелием;

b) твёрдое вещество;

c) инертный газ, пары и ионы химических элементов;

d) полупроводник.

**13. Молекулярными называют лазеры, активная среда которых представляет собой:**

a) газовые смеси из молекул азота с углекислым газом или гелием;

b) кварцевое волокно;

c) жидкость;

d) полупроводник.

**14. Газовыми называют лазеры, активная среда которых представляет собой:**

a) газовые смеси, содержащие атомы и молекулы;

b) жидкий раствор органических красителей;

c) высокоионизированную холодную плазму;

d) кварцевое волокно.

**15. Газодинамическими называют лазеры, активная среда которых представляет собой:**

a) газовые смеси из молекул;

b) твёрдое вещество;

c) высокоионизированную холодную плазму;

d) кварцевое волокно.

**16. Жидкостными называют лазеры, активная среда которых представляет собой:**

a) ионы различных химических элементов;

b) твёрдое вещество;

c) жидкости: органические красители, хелатные, апротонные;

d) газовые смеси из молекул.

**17. Твердотельными называют лазеры, активная среда которых представляет собой:**

a) ионы различных химических элементов;

b) твёрдое вещество;

c) разреженную горячую плазму;

d) эксимер.

**18. Химическими называют лазеры, активная среда которых представляет собой:**

a) газовые смеси из молекул;

b) разреженную горячую плазму;

c) жидкости: органические красители, хелатные, апротонные;

d) кварцевое волокно.

**19. Фотометр – это прибор, предназначенный:**

a) для выявления степени опасности излучения на организм человека, животных и на растения;

b) количественной оценки значения параметров излучения с данной степенью точности;

c) установления факта изменения параметров излучения без количественной оценки этого измерения;

d) накачки лазера.

**20. Погрешность измерения фотометров лазерного излучения находится в пределах:**

a) 0,5-10%;

b) 10-15%;

c) 15-20%;
d) 20-30%.

**21. Дозиметр - это средство измерения, предназначенное:**

a) для выявления степени опасности излучения на организм человека, животных и на растения;

b) количественной оценки значения параметров излучения с данной степенью точности;

c) установления факта изменения параметров излучения без количественной оценки этого измерения;

d) измерения яркости излучения лазера.

**22. Погрешность измерения дозиметров лазерного излучения находится в пределах:**

a) 0,5-10%;
b) 10-15%;
c) 15-20%;
d) 20-30%.

**23. Индикатор - это средство измерения, предназначенное:**

a) для выявления степени опасности излучения на организм человека, животных и на растения;

b) количественной оценки значения параметров излучения с данной степенью точности;

c) установления факта изменения параметров излучения без коли-чественной оценки этого измерения;

d) измерения мощности лазерного излучения.

**24. Дозиметры подлежат:**

a) первичной поверке;
b) периодической поверке;
c) калибровке;
d) все вышеперечисленные.

**25. Фотометры подлежат:**

a) первичной поверке;
b) периодической поверке;
c) калибровке;
d) все вышеперечисленные.

**26. Индикаторы подлежат:**

a) первичной поверке;

b) периодической поверке;

c) не подлежат;

d) a и b.

**27. Максимальное допустимое сопротивление системы защитного заземления в сети с изолированной нейтралью в электросветолечебном кабинете составляет:**

a) 2 Ом;

b) 4 Ом;

c) 8 Ом;

d) 10 Ом.

**28. Для заземления аппаратов, выполненных по классу защиты «I», используют:**

a) отдельный заземляющий провод;

b) изоляцию;

c) вилку с заземляющим контуром;

d) пластиковый корпус.

**29. Аппараты, выполненные в классе защиты «OI», требуют:**

a) отведенного заземляющего провода;

b) вилки с заземляющим контактом;

c) в заземлении не нуждаются;

d) выключаются через понижающий трансформатор.

**30. Физиотерапевтическое отделение (кабинеты) принимаются в эксплуатацию всеми перечисленными работниками, кроме:**

a) представителя санэпидемслужбы;

b) заведующего отделением;

c) технического инспектора;

d) главного врача.

**31. Стены электросветолечебного кабинета покрывают:**

a) масляной краской светлых тонов;

b) глазурованной плиткой светлых тонов;

c) деревянными панелями;

d) декоративным пластиком.

**32. На одну процедурную кушетку в общем помещении для электросветолечения полагается:**

a) 4 м$^2$;

b) 6 м$^2$;

c) 8 м$^2$;

d) 10 м$^2$;

**33. В каждом кабинете для электросветолечения должно быть всё, кроме:**

a) стационарный аппарат;

b) портативный аппарат;

c) кушетка;

d) бра.

**34. Вентиляция в электросветолечебном кабинете должна обеспечивать обмен воздуха в час:**

a) +3...-3;

b) +3...-4;

c) +4...-4;

d) +4...-5.

**35. Кабинет врача должен иметь:**

a) кушетку, два стула;

b) шкаф для документов;

c) стол рабочий, стол для диагностической аппаратуры;

d) все перечисленное.

**36. Рабочее место медсестры должно иметь:**

a) рабочий стол, два стула;

b) настольную лампу;

c) картотеку;

d) все перечисленные.

**37. Функционирование физиотерапевтического отделения при отсутствии заземляющего контура:**

a) разрешается;

b) не разрешается;

c) разрешается по согласованию с главврачом;

d) разрешается при условии отсутствия аппаратов, выполненных по I или OI классу защиты.

**38. Плановый профилактический осмотр электросветолечебной аппаратуры в кабинете осуществляется техником не реже:**

a) 1 раза в неделю;

b) 1 раза в 2 недели;

c) 1 раза в месяц;

d) 1 раза в 2 месяца.

**39. Максимальное допустимое сопротивление системы защитного заземления в сети с изолированной нейтралью в электросветолечебном кабинете составляет:**

a) 2 Ом;

b) 4 Ом;

c) 8 Ом;

d) 12 Ом.

**40. Основным документом, регламентирующим соблюдение правил техники безопасности в ФТО (ФТК), является:**

a) ОСТ 42-21-16-83;

b) правила устройства, эксплуатации и техники безопасности ФТО (ФТК);

c) правила устройства электроустановок (ПУЭ);

d) положение о физиотерапевтическом отделении.

**41. По классу защиты «II» выполнены все перечисленные аппараты, кроме:**

a) «Матрикс»;

b) “Мустанг”;

c) “УЛФ-01”;

d) “Улыбка-01”.

**42. По классу защиты «OI» выполнены все перечисленные аппараты, кроме:**

a) «УЛФ-01»;

b) “АФДЛ-2”;

c) “Мустанг”;

d) всех вышеперечисленных.

**43. По классу защиты «3» выполнены все перечисленные аппараты, кроме:**

a) «Луч-200»;

b) “Луч-500”;

c) “Креолка”;
d) “Ягода”.

**44. Для заземления аппаратов, выполненных по классу защиты «I», используют:**

a) отдельный заземляющий провод;
b) специальную вилку с заземляющим контуром;
c) специальную ручку на панели аппарата;
d) рубильник на групповом щитке.

**45. Аппараты, выполненные в классе защиты «OI», требуют:**

a) отведенного заземляющего провода;
b) вилки с заземляющим контактом;
c) в заземлении не нуждаются;
d) выключаются через понижающий трансформатор.

**46. Электроснабжение в кабинете лазерной терапии обеспечивается установкой следующих устройств или приборов, кроме:**

a) группового электрощита;
b) заземляющей магистрали;
c) измерителя силы тока;
d) пускового щитка.

**47. В каждой процедурной кабине для лазерной терапии должны быть установлены:**

a) пусковой щиток;
b) электрощит;
c) ткань с микропроводом;
d) шкаф.

**48. Проведение процедуры запрещено, если:**

a) допущен перекрест провода;
b) провода непосредственно на теле;
c) доступны заземленные предметы;
d) все перечисленные.

**49. Перед началом работы аппаратов проверяют:**

a) исправность аппаратов;
b) исправность заземления;
c) исправность проводки;
d) все перечисленное.

**50. При электротравме возможны все перечисленные виды поражения, кроме:**

a) термических;

b) механических;

c) химических;

d) биологических.

**51. В определение понятия оптической неинвазивной диагностики входит:**

a) использование лазерной биофотометрии и лазерной терапевтической аппаратуры с биофотометром;

b) использование контроля поглощаемой в эпидермисе мощности лазерного излучения;

c) использование оптического (в том числе и лазерного) излучения для прижизненного зондирования тканей и органов пациента с целью диагностики;

d) использование лазерных терапевтических аппаратов с контролем выходных параметров.

**52. К основным методам оптической диагностики относятся, кроме:**

a) оптическая пульсоксиметрия;

b) лазерная доплеровская флоуметрия;

c) биоуправляемая лазеротерапия;

d) лазерная диффузионная томография.

**53. Метод оптической пульсоксиметрии изучает:**

a) частотные ритмы и скорость капиллярного кровотока в микроциркуляторном русле;

b) картину внутренних неоднородностей структуры биоткани математическими методами обработки изображений;

c) наведенную флуоресценцию;

d) частоту пульса и сатурацию артериальной крови.

**54. Метод лазерной доплеровской флоуметрии изучает:**

a) частотные ритмы и скорость капиллярного кровотока в микроциркуляторном русле;

b) картину внутренних неоднородностей структуры биоткани математическими методами обработки изображений;

c) характеристики наведенной флюоресценции в биотканях при их освещении лазерами определенных длин волн;

d) частоту пульса и сатурацию артериальной крови.

**55. Метод лазерной диффузной томографии изучает:**

a) частотные ритмы и скорость капиллярного кровотока в микроциркуляторном русле;

b) картину внутренних неоднородностей структуры биоткани математическими методами обработки изображений;

c) наведенную флуоресценцию;

d) частоту пульса и сатурацию артериальной крови.

**56. Метод лазерной когерентной и низкокогерентной томографии изучает:**

a) частотные ритмы и скорость капиллярного кровотока в микроциркуляторном русле;

b) путем прецизионного сканирования верхних слоев тканей на уровне 5-10 мкм;

c) наведенную флуоресценцию;

d) частоту пульса и сатурацию артериальной крови. ..

**57. Метод лазерной флуоресцентной диагностики изучает:**

a) частотные ритмы и скорость капиллярного кровотока в микроциркуляторном русле;

b) картину внутренних неоднородностей структуры биоткани математическими методами обработки изображений;

c) наведенную флуоресценцию;

d) частоту пульса и сатурацию артериальной крови.

**58. Метод фотоплетизмографии изучает:**

a) частотные ритмы кровотока;

b) картину внутренних неоднородностей структуры биоткани математическими методами обработки изображений;

c) частоту пульса и сатурацию артериальной крови. ..

d) путем прецизионного сканирования верхних слоев тканей на уровне 5-10 мкм.

**59. Действующими факторами лазерного воздействия на биоткань являются, кроме:**

a) световое;

b) термическое;

c) механическое;

d) гидростатическое.

**60. Единицей измерения плотности мощности (интенсивности) лазерного излучения являются:**

a) Дж/кв.м;
b) Вт/кв.м;
c) Дж/с;
d) Вт/с.

**61. Единицей измерения плотности энергии лазерного излучения являются:**

a) Дж/кв.м;
b) Вт/кв.м;
c) Дж/с;
d) Вт.

**62. Мощность лазерного излучение измеряется:**

a) в Дж/кв.м;
b) Дж/с;
c) Вт/с;
d) Вт.

**63. Доза лазерного облучения измеряется:**

a) в Дж/кв.м;
b) Вт/кв.м;
c) Дж;..
d) Вт/с.

**64. Длина волны лазерного излучения измеряется:**

a) в мм;
b) мкм;
c) дм;
d) см.

**65. Для модуляции лазерного луча используют все принципы, кроме:**

a) изменения мощности накачки;
b) изменение спектра излучения;
c) доплеровской флоуметрии;
d) оптико-механических и электрооптических эффектов.

**66. Для измерения длины волны лазерного излучения используют:**

a) измерители фирмы OPHIR;

b) ИМ-1;
c) ИМ-2;
d) РБК.

**67. Для измерения мощности лазерного излучения используют:**
a) измерители фирмы OPHIR;
b) ИМ-1, ИМ-2;
c) РБК;
d) все вышеперечисленные.

**68. Для преобразования лазерного излучения в электрический ток используют фотонные детекторы, работающие на принципах, кроме:**
a) фотоэмиссионного;
b) фотопроводимости;
c) фотоэлектромагнетизма;
d) тепловых.

**69. Для преобразования лазерного излучения в электрический ток используют тепловые детекторы, работающие на принципах:**
a) фотоэмиссии;
b) фотопроводимости;
c) фотоэлектромагнетизма;
d) тепловых.

**70. Для модуляции лазерного луча используют все принципы, кроме:**
a) допплеровской флоуометрии;
b) изменение спектра или спектра излучения;
c) изменение поглощения излучения;
d) оптико-механические эффекты.

**71. В твердотельных лазерах осуществляется накачка:**
a) с использованием самостоятельного электрического разряда;
b) оптическая;
c) электроионизационная;
d) тепловая;

**72. В жидкостных лазерах осуществляется накачка:**
a) с использованием самостоятельного электрического разряда;
b) оптическая;
c) химическая;
d) рекомбинационная.

**73. В фотодиссоционных лазерах осуществляется накачка:**

a) с использованием самостоятельного электрического разряда;

b) электроионизационная;

c) оптическая;

d) тепловая.

**74. В газовых на атомных переходах лазерах осуществляется накачка:**

a) химическая;

b) электроионизационная;

c) с использованием самостоятельного электрического разряда;

d) инжекцией носителей электрическим полем.

**75. В ионных лазерах осуществляется накачка:**

a) с использованием самостоятельного электрического разряда;

b) оптическая;

c) тепловая;

d) рекомбинационная.

**76. В молекулярных лазерах осуществляется накачка:**

a) химическая;

b) с использованием самостоятельного электрического разряда;

c) электроионизационная;

d) инжекцией носителей электрическим полем.

**77. В электроионизационных лазерах осуществляется накачка:**

a) оптическая;

b) электроионизационная;

c) химическая;

d) инжекцией носителей электрическим полем.

**78. В газодинамических лазерах осуществляется накачка:**

a) с использованием самостоятельного электрического разряда;

b) электроионизационная;

c) тепловая;

d) химическая.

**79. В химических лазерах осуществляется накачка:**

a) химическая;

b) электроионизационная;

c) оптическая;

d) инжекцией носителей электрическим полем.

**80. В плазменных лазерах осуществляется накачка:**
a) с использованием самостоятельного электрического разряда;
b) тепловая;
c) рекомбинационная;
d) инжекцией носителей электрическим полем.

**81. В полупроводниковых лазерах осуществляется накачка:**
a) с использованием самостоятельного электрического разряда;
b) электроионизационная;
c) тепловая;
d) инжекцией носителей электрическим полем.

**82. В мазерах происходит:**
a) микроволновое усиление;
b) усиление света;
c) усиление гамма лучей;
d) верно все вышеперечисленное.

**83. В гразерах происходит:**
a) микроволновое усиление;
b) усиление света;
c) усиление гамма лучей;
d) верно все вышеперечисленное.

**84. Лазер – это:**
a) высокочастотный усилитель света с обратной связью;
b) низкочастотный усилитель света с обратной связью;
c) среднечастотный усилитель света с обратной связью;
d) верно все вышеназванное.

**85. Лазеры с тремя энергетическими уровнями практически всегда работают:**
a) в непрерывном режиме;
b) импульсном режиме;
c) модулированном режиме;
d) смешанном режиме.

**86. Лазеры с четырьмя энергетическими уровнями могут работать:**
a) в  непрерывном режиме;
б) импульсном режиме;
c) смешанном режиме;
d) режиме излучения.

**87. По виду лазерной активной среды различают лазеры:**

a) газовые;

b) твердотельные и жидкостные;

c) полупроводниковые и волоконные;

d) верно все перечисленное.

**88. Длины волн излучения эксимерных лазеров лежат в диапазоне:**

a) около 100-380 нм;

b) 400-600 нм;

c) 600-800 нм;

d) 400-700 нм.

**89. Длины волн излучения твердотельных лазеров лежат в диапазоне:**

a) красном;

b) инфракрасном;

c) зеленом;

d) синем.

**90. Для передачи излучения эрбиевого лазера используют световоды:**

a) гибкие кварцевые;

b) зеркальные;

c) гибкие;

d) любые.

**91. Для передачи излучения гольмиевого лазера используют световоды:**

a) гибкие кварцевые;

b) зеркальные;

c) гибкие;

d) любые.

**92. Эрбиевый лазер генерирует в диапазоне волн:**

a) 1,5-2,5 мкм;

b) 2,6-3,0 мкм;

c) 3,1-4,5 мкм;

d) 4,6-5,0 мкм.

**93. Тулиевый лазер генерирует в диапазоне волн:**

a) 1,7-2,1 мкм;

b) 2,2-3,3 мкм;
c) 3,1-4,5 мкм;
d) 4,6-5,0 мкм.

**94. Гольмиевый лазер генерирует в диапазоне волн:**
a) 1,7-2,1 мкм;
b) 2,2-3,0 мкм;
c) 3,1-4,5 мкм;
d) 4,6-5,0 мкм.

**95. Неодимовый лазер на длине волны:**
a) 1,06 мкм;
b) 2,2 мкм;
c) 3,1 мкм;
d) 4,7 мкм.

**96. Неодимовый лазер является лазером:**
a) с 1-м уровнем;
b) с 2-мя уровнями;
c) с 3-мя уровнями;
d) с 4-мя уровнями.

**97. Эрбиевый лазер является лазером:**
a) с 1-м уровнем;
b) с 2-мя уровнями;
c) с 3-мя уровнями;
d) с 4-мя уровнями.

**98. Тулиевый лазер является лазером:**
a) с 1-м уровнем;
b) с 2-мя уровнями;
c) с 3-мя уровнями;
d) с 4-мя уровнями.

**99. Гольмиевый лазер является лазером:**
a) с 1-м уровнем;
b) с 2-мя уровнями;
c) с 3-мя уровнями;
d) с 5-ю уровнями.

**100. В эксимерном лазере используются газы, кроме:**

a) инертных(аргон, криптон, ксенон);

b) галогенов (хлор, фтор);

c) буферных (гелий, неон);

d) ксантены.

## 7.8. Тематика реферативных работ

Требования к оформлению реферата.

1. Структура реферата должна включать титульный лист, оглавление, введение, основное содержание, заключение и список литературы.

2. Основное содержание – компьютерный текст 12-15 страниц, кегль 14, шрифт Times New Roman, междустрочный интервал полуторный, поля 2 см.

3. Список литературы оформляется по ГОСТу.

## ТЕМАТИКА РЕФЕРАТИВНЫХ РАБОТ

1. Прошлое, настоящее и будущее развития лазерной техники.
2. Перспективы развития светодиодной медицинской техники.
3. Химические лазеры.
4. Жидкостные лазеры.
5. Плазменные лазеры.
6. Фотодиссоционные лазеры.
7. ТЕА-лазеры.
8. Аппараты для оптической диффузной томографии.
9. Аппараты для лазерной когерентной и низкокогерентной томографии.
10. Аппараты для лазерной доплеровской флоуметрии.
11. Аппараты для пульсоксиметрии.
12. Аппараты для лазерной флуоресцентной диагностики.
13. Аппараты для фотоплетизмографии.
14. Мазеры, их строение и применение.
15. Гразеры, их строение и применение.
16. Фотометры.
17. Жидкостные хроматографы.

## 7.9. Подготовка к итоговой аттестации

### *Методические рекомендации*

1. Подготовка к итоговой аттестации осуществляется постоянно в течение всего семестра, но завершающий ее этап приходится на период зачетной

недели или экзаменационной сессии. К этому времени вы уже многое сделали для ее успешного прохождения: активно работали на практических занятиях, составляли опорные конспекты, отвечали на вопросы для самоконтроля, выполнили творческие задания, контрольные работы и тренировочные тесты, писали реферат. И все же вам предстоит еще много поработать над вопросами, вынесенными на итоговую аттестацию.

2. Внимательно ознакомьтесь с ними. Обратите внимание на то, что многие из них уже обсуждались на практических занятиях и у вас уже есть к ним опорные конспекты, которые могут Вам пригодиться. При подготовке каждого вопроса обращайтесь не только к теоретической части комплекса, но и к этим материалам.

3. При подготовке вопросов изучайте учебный материал последовательно, используя в качестве основы теоретическую часть настоящего комплекса. В случае необходимости возвращайтесь к учебникам по техническим и естественно-научным дисциплинам и рекомендованной учебной и учебно-методической литературе.

4. Обдумывайте ответы на вопросы и составляйте к ним опорные конспекты.

### 7.10. Вопросы к итоговой аттестации

1. Предмет лазерных измерительных приборов и систем и ее задачи.
2. Связь курса с другими науками и ее значение для медицины.
3. Основные сведения из квантовой механики и квантовой теории излучения. История возникновения оптических квантовых генераторов.
4. Мировые тенденции развития лазерной медицинской техники. Использование современных достижений электроники, микропроцессорной техники в лазерных изделиях последнего поколения.
5. Измерительные лазерные приборы и системы, их показатели и требования, предъявляемые к ним. Классификация лазерных измерительных приборов и систем.
6. Принципы измерения, осуществляемые в лазерных приборах и системах. Обобщенная схема лазерных измерительных систем. Вопросы метрологии, унификации и стандартизации аппаратуры для лазерных измерений.
7. Лазерные приборы и системы для диагностики in vivo и in vitro. Жидкостные хроматографы. Фотометры. Спектральные, поляризационные, интерференционные, нефелометрические, колориметрические, спектро-фотометрические диагностические лазерные аппараты.
8. Аппараты для лазерной флуорисцентной спектроскопии и спектроскопии диффузного отражения. Оптический когерентный томограф.

9. Спектрофотометрический неинвазивный индикатор объемного капиллярного кровенаполнения мягких биологических тканей. Лазерный цитомонитор.

10. Основные требования к лазерным источникам для диагностических применений. Аппараты «Гранат», ЛАКК-01», «СФА-500», «ЛАН-БИ-02», «МР-1010», «ФЛЮОРИТ-4С», «ФЛЮОРИТ- 6С».

11. Приемники лазерного излучения. Классификация, основные параметры и характеристики.

12. Измерители энергетических параметров. Классификация. Особенности измерения.

13. Измерители длин волн излучения. Классификация, особенности измерения.

14. Измерители длительности импульсов и параметров лазерного пучка. Классификация. Особенности измерения. Аппараты РБК-6, ИМ-01, ЛДП-6.

15. ПМ-99, ВА-500 и ВА-100 фирмы OPHIR OPTONICS (Израиль).

16. Конструктивные особенности лазерных систем. Рабочее вещество. Резонатор. Блоки питания лазеров.

17. Основные типы лазеров: по физическому состоянию активного вещества; способу накачки; временному режиму работы.

18. Основные параметры лазерного излучения и контроль. Энергия и мощность. Расходимость. Степень поляризации излучения. Расчет плотности мощности лазерного излучения.

19. Требования, предъявляемые к лазерной аппаратуре. Характеристики лазерного излучения и системы передачи излучения. Волноводы, волокна, наконечники.

20. Требования к помещениям, безопасности при эксплуатации лазерных установок. Документация. Обеспечение безопасности при работе с лазерами.

21. Негативные факторы, действующие в производственных условиях. Прямое, отраженное и рассеянное излучение. Повышенное напряжение в электрических сетях, шум, вредные продукты взаимодействия лазерного излучения с биообъектами.

22. Классификация лазеров по степени опасности. Защитные устройства и блокировки. Средства индивидуальной защиты. Требования к персоналу, эксплуатирующему лазерные установки.

23. Классификация твердотельных оптических квантовых генераторов. Физические процессы и основные характеристики. Спектральный состав излучения. Энергия, мощность и КПД. Частота генерации импульсного лазера. Способы охлаждения активного вещества.

24. Схема системы накачки импульсного лазера. Значение твердотельных лазеров в измерительных приборах и системах.

25. Лазеры на нейтральных атомах. Ионные лазеры. Молекулярные лазеры. Газодинамические лазеры. ТЕА-лазеры. Химические лазеры. Жидкостные лазеры.

26. Место газовых, химических и жидкостных лазеров в измерительных приборах и системах.

27. Полупроводниковые лазеры: гомоструктурные и гетероструктурные аппараты.

28. Лазеры с накачкой электронным пучком и прямым электронным возбуждением.

29. Лазеры с оптической накачкой.

30. Значение полупроводниковых лазеров в измерительных приборах и системах.

# ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Среди выдающихся достижений XX века одно из первых мест по праву принадлежит оптическим квантовым генераторам — лазерам. В 2010 году профессиональные научно-технические и медицинские сообщества отметили 50-летие со дня создания лазера. Отечественные ученые и инженеры внесли огромный, во многих случаях определяющий вклад в физику лазеров, создание лазерной техники, исследование взаимодействия лазерного излучения с веществом. Историческое значение этого события обусловлено первостепенной важностью лазерных технологий для современного общества. В связи с указанным юбилеем Государственная дума РФ 24 декабря 2010 года приняла специальное заявление, в котором отмечается, что развитие лазерно-оптических технологий является крайне важным для решения задач модернизации и создания современной российской экономики и должно поддерживаться федеральными органами государственной власти. Создание лазеров в 60-х годах прошлого столетия ознаменовало возникновение нового этапа в развитии медицины и медицинской техники, вызвало большой энтузиазм среди врачей, биологов и производителей лазерной медицинской техники. Российские ученые были в авангарде мировой науки: от разработки первых лазеров (Г. Н. Басов, А. М. Прохоров) до их практического использования в медицине (О. К. Скобелкин, А. Ф. Гамалея, Т. И. Кару, В. Н. Кошелев, А. К. Полонский, С. Д. Плетнев, А. А. Вишневский). Прогресс в области лазерной медицины в нашей стране стал возможен благодаря созданию целого поколения отечественных терапевтических и хирургических лазеров. Данные ФГУ «Государственный научный центр лазерной медицины РФ» показывают, что лазерные медицинские технологии применяются в настоящее время во всех областях медицины.

В современной фототерапевтической практике наряду с лазерной терапией все чаще используются методы лечения с использованием некогерентных источников излучения, среди которых перспективным является применение излучающих светодиодов. Теоретическим обоснованием возможности замены излучения лазеров на излучение светодиодов явились работы отечественных и зарубежных исследователей, где показана схожесть эффектов данных видов фотовоздействия на человеческий организм. Практическим обоснованием для использования светодиодов для терапии различных патологических состояний стал прорыв в производстве нитридных многокомпонентных гетероструктур и приборов на их основе. Это позволило решить и проблему низкого светового выхода, ограниченного диапазона цветов, что ранее препятствовало применению светодиодов для хромотерапии.

Лазерные и светотерапевтические медицинские технологии лечения и реабилитации больных позволили снизить кровопотерю во время операций и уменьшить частоту послеоперационных осложнений в 1,5–2,0 раза. В 5–10 раз сокращено пребывание больных в стационаре, значительно снижено потребление фармокологических средств.

Разработанные в нашей стране и за рубежом медицинские технологии имеют инновационный характер, вносят большой вклад в развитие медицины, открывают принципиально новые возможности в лечении и диагностике заболеваний. Именно с применением новых медицинских аппаратов, систем и комплексов на основе лазеров и светодиодов отечественные и зарубежные эксперты связывают возможность быстрого решения многих стоящих перед человечеством проблем в области здравоохранения.

# СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абрамов, В. С., Агафонов, Д. Р., Шишов, А. В. и др. Оптика сверхярких светодиодов//Светодиоды и лазеры, 2002, № 1. — С. 40–44.

2. Андреев, С., Макаров, В., Рухадзе, А. Давление света и пондеромоторные силы в сверхсильных световых полях.//Фотоника № 4, 2010.- С. 18–25.

3. Аронов, А. М., Пичугин, В. Ф., Твердохлебов, С. И. Разработка и внедрение новых медицинских изделий: Учебное пособие.- Томск: Издательство Томского политехнического университета,2010.-238 с.

4. Бакуридзе, Э. М. Фотомодификация крови у больных с хроническим сальпингоофоритом//Матер. Научно-практ. конф. «Медицинский озон и квантовая гемотерапия в акушерско-гинекологической практике»/Под ред. Т. А. Федоровой.- М.-2007.-С. 99–103.

5. Баранов, В. Н. Повышение эффективности применения лазерного гинекологического аппарата «АГИН-01» в гинекологии с использованием метода пальцевой фотоплетизмографии/В. Н. Баранов, Е. Л. Малиновский, В. А. Новиков, Т. В. Баимова, Р. Н. Хизбуллин//Казанский медицинский журнал. — 2010. — № 4. — С. 555–560.

6. Буйлин, В. А., Ларюшин, А. И., Никитина, М. В. Свето-лазерная терапия/Под редакцией проф. Брехова Е. И.- М.-Тверь: «Издательство «Триада», 2004.-256 с.

7. Вельшер, Л. З., Стаханов, М. Л., Крылова, Е. Н. Лечение больных предопухолевыми заболеваниями кожи и слизистой оболочки наружных гениталий и промежности с помощью низкоинтенсивного и высокоэнергетического лазерного излучения//Лазерная медицина. — 2008.- Т. 12., вып. 1. — С. 21–25.

8. Владимиров, Ю. А., Потапенко, А. Я. Физико-химические основы фотобиологических процессов.- М.: Высшая школа,1989.-175 с.

9. Гейниц, Г. А., Москвин, С. В. Новые технологии внутривенного лазерного облучения крови: «ВЛОК + УФОК» и «ВЛОК-450». — Тверь: ООО «Издательство «Триада»,2009.- 40 с.

10. Гринчук, В. А., Казанцев, А. П., Кузин, Е. Ф., Нагаева, М. А., Рябенко, Г. А., Сурдутович, Г. И., Яковлев, В. П. Рассеяние атомов силами вынужденного светового давления, ЖЭТФ, т. 86, No 7.- 1981.- С. 8005–809

11. Гузалов, П. И., Кирьянова, В. В. Влияние светодиодного излучения зеленого спектра на поврежденный нерв в эксперименте//Материалы научно-практической конференции с международным участием « Инновационные технологии в лазерной медицине» М.- 2011.-С. 110–111.

12. Гуторов, М. М. Основы светотехники и источники света: Учебное пособие для вузов.-2-е изд.7-М.: Энергоатомиздат,1983. –1983 с.

13. Данилов, А. А., Маслобоев, Ю. П., Селищев, С. В., Терещенко, С. А. Экспериментальное определение коэффициентов рассеяния и поглощения излучения в однородном слое сильно рассеивающей биологической среды//Медицинская техника, 2006.-№ 4, С. 17–20.

14. Евтушенко, Г. С., Аристов, А. А. Лазерные системы в медицине.- Томск: ТПУ,2002.-86 с.

15. Жаров, В. П., Меняев, Ю. А., Змиевский, Г. Н. и др. Основные вопросы проектирования матричных фототерапевтических аппаратов//Лазерная медицина, 2002.- Том 6, вып. 4. — С. 36–41.

16. Зубов, Б. В., Пашинин, А. Д., Попонина, Т. С., Сенин, А. С. Новые модификации светодиодных аппаратов для внутривенного облучения крови «Соларис»//Материалы научно-практической конференции с международным участием «Инновационные технологии в лазерной медицине».- М.- 2011.- С. 120–121.

17. Илларионов, В. Е., Ларюшин, А. И. Лазерные и другие оптико-электронные устройства для медицины.- Казань.: Абак, 2011.-172 с.

18. Карандашов, В. И., Петухов, Е. Б., Зродников, В. С. Фототерапия (светолечение): Руководство для врачей/Под ред. Н. Р. Палеева.- М.: Медицина, 2001.-392 с.

19. Карандашов, В. И. «Ответы» человека на синий свет//Материалы научно-практической конференции с международным участием «Инновационные технологии в лазерной медицине».- М.- 2011.-С. 111–112.

20. Ковалёв, М. И., Ветеркова, С. В., Рохлина, Е. В., Ковалёва, А. М. Перспективы применения лазерного излучения в акушерстве и гинекологии// Материалы научно-практической конференции с международным участием «Инновационные технологии в лазерной медицине» М.- 2011.- С. 81.

21. Козлов, В. И., Азизов, Г. А. Лазеры в диагностике и коррекции расстройств микроциркуляции крови//Материалы научно-практической конференции с международным участием « Инновационные технологии в лазерной медицине». — М., 2011.- С. 25.

22. Коган, Л. М. Светодиоды нового поколения для светосигнальных и осветительных приборов/Под ред. Ю. Б. Айзенберга/Новости светотехники. Выпуск 7–8 (34–35).- М.: Дом Света, 2001.- 48 с.

23. Коробов, А. М. Фотонные аппараты Коробова серии «Барва» для лечения и профилактики наиболее распространенных заболеваний человека//Материалы научно-практической конференции с международным участием « Инновационные технологии в лазерной медицине» М.- 2011.- С. 121–122.

24. Котляр, В. В., Налимов, А. Г., Скиданов, Р. В. Расчет вектора Умова-Поинтинга и силы давления электромагнитной волны на однородный диэлектрический цилиндр//Известия СНЦ РАН, т. 7, № 1, 2005, С. 83–91.

25. Котляр, В. В., Личманов, В. А., Налимов, А. Г. Расчет силы света на круглый диэлектрический цилиндр с использованием быстрого интеративного алгоритма и на основании аналитического решения//Компьютерная оптика, № 27, 2005.- С. 112–116.

26. Кравченко, Т. Г., Зарезина, А. С., Головнева, Е. С. Оценка глубины проникновения лазерного излучения при терапевтическом воздействии методом компьютерного моделирования//Вестник новых медицинских технологий, 2007.- Т. XIV, № 2.- С. 202–204.

27. Ларюшин, А. И., Буйлин, В. А., Никитина, М. В. и др. Свето-лазерный терапевтический кабинет.-Тверь: ООО"Издательство "Триада",2004.-48 с.

28. Ларюшин, А. И., Никитина, М. В. Оптико-электронные приборы для медицины: Учебное пособие.- М.: Издательство МЭИ, 2003.-152 с.

29. Ларюшин, А. И., Никитина, М. В., Хизбуллин, Р. Н. Компактные оптико-электронные устройства на основе светодиодов для локальной физиотерапии.- Казань: Издательсктово КГЭУ, 2003.-160 с.

30.Леонтьева, Н. В., Ефименко, В. Т. Возможности сканирующей лазеротерапии и ее место в комплексном лечении больных//Лазерная медицина. — 2005. –Т. 9., вып. 2.- С. 7–12.

31. Марченко, К. А. Марченка, А. В., Шестакова, А. И. и др. Влияние фотогемотерапии на микроциркуляцию стенок влагалища//Матер. научно-практ. конф. «Медицинский озон и квантовая гемотерапия в акушерско- гинекологической практике»/Под ред. Т. А. Федоровой.- М.-2007.-С. 70–72.

32. Меняев, Ю. А., Жуков, В. П. Опыт применения фотоматричной терапевтической аппратуры//Медицинская техника, 2006.-№ 3.- С. 36–38.

33. Москвин, С. В. Эффективность лазерной терапии.- М.: Фирма "Техника, 2003.-256 с.

34. Москвин, С. В., Буйлин, В. А. Основы лазерной терапии.-М.: Тверь: ООО «Издательство «Триада»,2006.- 256 с.

35. Москвин, С. В., Горбани, Н. А. Лазерно-вакуумный массаж.-М., Тверь: ООО «Издательство «Триада»,2006.- 72 с.

36. Москвин, С. В., Смолина, Г. Р. Первые результаты применения новых красных матричных импульсных лазеров «Матрикс» в терапии больных хроническими эндомиометритами//Матер. научно-практ. конф. «Медицинский озон и квантовая гемотерапия в акушерско-гинекологической практике»/Под ред. Т. А. Федоровой.- М.-2007.-С. 69–70.

37. Москвин, С. В. Лазерная хромо- и светотерапия/С. В. Москвин, В. Г. Купеев. — М.-Тверь: ООО «Издательство «Триада», 2007.- 95 с.

38. Москвин, С. В., Ачилов, А. А. Основы лазерной терапии.-М.-Тверь: ООО «Издательство «Триада», 2008.- 256 с.

39. Москвин, С. В., Смолина, Г. Р. Спектральные и временные особенности применения лазерной терапии в гинекологии//Сборник докладов и тезисов форума «Мир здоровья». — М.,2009, — С. 120–123.

40. Москвин, С. В. ГНЦ лазерной медицины: 25-летний опыт разработки современной лазерной медицинской аппаратуры//Материалы научно-практической конференции с международным участием « Инновационные технологии в лазерной медицине». — М., 2011.- С. 2.6.

41. Москвин, С. В. Новые высокоэффективные излучающие головки для внутривенного лазерного облучения крови в различных спектральных диапазонах//Материалы научно-практической конференции с международным участием « Инновационные технологии в лазерной медицине». — М.- 2011.-С. 122–123.

42. Оптическая медицинская диагностика в 2 т. Т. 1./Перевод с английского под ред. В. В. Тучина.-М.: ФИЗМАЛИТ, 2007.-560 с.

43. Пашинин, А. Д., Зубов, Б. В., Попонина, Т. С., Шульгина, О. Н. Многофункциональный физиотерапевтический комплекс с блоком управления «АФС–Соларис»//Материалы научно-практической конференции с международным участием « Инновационные технологии в лазерной медицине» М.- 2011.-С. 123–124.

44. Плавский, В. Ю., Рябцев, А. Б., Леусенко, И. А., Мостовников, В. А. и др. Принципы создания многофункциональной аппаратуры для низкоинтенсивной лазерной и магнитолазерной терапии//Медицинская техника, 2011.-№ 2.- С. 17–25.

45. Петропавловский, С. В., Тиленин, Н. М., Яковлев, В. П. Квантовые скачки в рассеянии атома стоячей световой волной, научная сессия МИФИ 2004 г.: Сборник научных трудов, 2004.- Т. 5.- С. 222–233.

46. Рабинович, О. Нетрадиционные области применения излучающих диодов//Фотоника, 2010.-№ 2. С. 22–27.

47. Симоненко, Г. В., Папаев, А. В., Тучин, В. В. Двухшаговая модель распространения света в биотканях//Оптический журнал.- 2007. Т. 74,№ 10.– С. 36–40.

48. Шереметьева, Г. Б. Семь цветов здоровья.- М.: Фаир-ПРЕСС, 2002.-119 с.

49. Шипосан, Д., Бадила, Д., Райку, Р. Наш вклад в изучение роли воды и света в биологии и медицине//Материалы научно-практической конференции с международным участием « Инновационные технологии в лазерной медицине».- М.- 2011.- С. 124.

50. Ambardekar, A. A., Li, Y. Optical levitation and manipulation of stuck particles with pulsed optical tweezers//Optics Letters,2005, Vol.30, No 14, pp.1797–1799.

51. Ferrari, E., Emiliani, V., Cojoc, D., Garbin, V., Zahid, M., Dureux, C., Coppey-Moisa, M. Fabrizio, E. D. Biological samples micromanipulation by means of optical tweezers//Microelectronic Engeneering, 78–79, 2005, pp.575–581.

52. Blinks, J. R., Rudel, R., Taylor, S. R. Calcium transiens in isolated amphibian skeletal muscle fibres. Detection with aequorin.//J. Physiol. — 1978. — Vol. 277. — P.291–323.

53. Ferrari, E., Emiliani, V., Cojoc, D., Garbin, V., Zahid, M.,

Dureux, C., Coppey-Moisa, M. Fabrizio, E. D. Biological samples micromanipulation by means of optical tweezers//Microelectronic Engeneering, 2005, pp.575–581.

54. Friedmann, H., Lubart, R. Towards an explanation of visible and infrared laser induced stimulation and damage of cell cultures//Laser Therapy. — 1992. — Vol.4, № 1. — P.39–42.

55. Friedmann, H., Lubart, R., Laulicht, I., Rochkind, S. A possible explanation of laser-induced stimulation and damage of cell cultures.//Journal of Photo-chemistry and Photobiology B: Biology. — 1991. — Vol.11 (1). — P.87–91.

56. Haddy, F. J., Scott, J. B., Grega, G. J. Peripheral Circulation: Fluid Transfer Across the Microvascular Membrane//Guyton A. C., Cowlay A. W.Jr. (eds.). Cardiovascular Physiology II. — Vol.9. — Baltiomre: University Park Press, 1976. — P.63.

57. Hejl, Z., Pachabradsky, J., Vitek, L. Periodic System of Biological Rhythms: Spectrum of Human Physiological Periodicities//Surowiak J., Lewandowski M., 1999. — P.70.

*Учебное издание*

**Баранов** Владимир Николаевич
**Кузяков** Олег Николаевич
**Бочков** Михаил Сергеевич и др.

# ЛАЗЕРНЫЕ И СВЕТОДИОДНЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ ПРИБОРЫ И СИСТЕМЫ

Редактор *Г. Б. Мальцева*

Компьютерная верстка *М. В. Юркин*

Подписано в печать 21.03.2012. Формат 60x90 1/16. Усл. печ. л. 10,5.
Тираж 500 экз. Заказ № 128.

Библиотечно-издательский комплекс
федерального государственного бюджетного образовательного
учреждения высшего профессионального образования
«Тюменский государственный нефтегазовый университет».
625000, Тюмень, ул. Володарского, 38.

Типография библиотечно-издательского комплекса.
625039, Тюмень, ул. Киевская, 52.