А.В. Дунаев

К.В. Подмастерьев

Е.А. Жеребцов

А.И. Жеребцова

ОПТИКО-ЭЛЕКТРОННЫЕ УСТРОЙСТВА В ДИАГНОСТИКЕ, ТЕРАПИИ И ХИРУРГИИ: ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ



МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ «ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ - УЧЕБНО-НАУЧНО-ПРОИЗВОДСТВЕННЫЙ КОМПЛЕКС»

А.В. Дунаев, К.В. Подмастерьев, Е.А. Жеребцов, А.И. Жеребцова

ОПТИКО-ЭЛЕКТРОННЫЕ УСТРОЙСТВА В ДИАГНОСТИКЕ, ТЕРАПИИ И ХИРУРГИИ: ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ

Рекомендовано учебно-методическим объединением вузов Российской Федерации по образованию в области радиотехники, электроники, биомедицинской техники и автоматизации в качестве учебного пособия для студентов высших учебных заведений, обучающихся по направлению подготовки 201000 «Биотехнические системы и технологии» УДК 616-78+681.7](075) ББК 52я7:34.7я7 О62

Рецензенты:

доктор технических наук, профессор кафедры биотехнических систем Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) $A.\Pi.$ Немирко,

доктор технических наук, профессор кафедры № 43 Академии Федеральной службы охраны Российской Федерации *Б.Р. Иванов*

Дунаев, А.В.

Об2 Оптико-электронные устройства в диагностике, терапии и хирургии: лабораторный практикум: учебное пособие для высшего профессионального образования / А.В. Дунаев, К.В. Подмастерьев, Е.А. Жеребцов, А.И. Жеребцова. – Орел: ФГБОУ ВПО «Госуниверситет - УНПК», 2012. – 82 с.

ISBN 978-5-93932-565-3

Учебное пособие по дисциплине «Оптико-электронные устройства в диагностике, терапии и хирургии» содержит теоретические основы медицинской оптико-электронной аппаратуры и лабораторный практикум, посвященный принципам работы основных устройств и функциональных блоков оптико-электронной техники для диагностики и терапии.

Пособие предназначено студентам высших учебных заведений, обучающимся в магистратуре по направлению 201000 «Биотехнические системы и технологии». Содержание учебного пособия построено с учётом профессиональных компетенций ФГОС ВПО данного направления, соответствующих учебным модулям дисциплины «Оптико-электронные устройства в диагностике, терапии и хирургии».

Пособие может быть использовано также студентами, обучающимися по направлению подготовки бакалавров 201000.62 «Биотехнические системы и технологии», специалистов 200402.65 «Инженерное дело в медико-биологической практике», студентами других специальностей, изучающими дисциплины в области оптико-электронных устройств медицинского назначения, а также специалистами медицинского и технического профиля, занимающимися вопросами создания и эксплуатации оптико-электронной медицинской техники.

УДК 616-78+681.7](075) ББК 52я7:34.7я7

СОДЕРЖАНИЕ

Введение	5
1 Общие указания	7
1.1 Назначение и структура лабораторных работ	7
1.2 Подготовка к выполнению лабораторных работ	8
1.3 Порядок выполнения лабораторной работы	
1.4 Оформление отчёта по лабораторной работе	9
2 Меры безопасности	10
3 Теоретическая часть	11
3.1 Особенности конструкции МОЭП	11
3.2 Основные характеристики МОЭП	13
3.3 Компоненты лазерной медицинской аппаратуры	16
4 Лабораторные работы	
4.1 Исследование параметров устройств	
для фотоплетизмографии	21
4.2 Обработка полученных данных с помощью программного	
обеспечения для регистрации и обработки информации	
многофункционального лазерного диагностического комплекса.	43
4.3 Исследование параметров накачки полупроводникового	
инжекционного лазерного излучателя для низкоинтенсивной	
лазерной терапии	55
4.4 Исследование метрологических характеристик лазерных	
терапевтических аппаратов с помощью измерителей мощности	
лазерного излучения	63
Список использованных источников	
Приложение А. Форма титульного листа отчёта по лабораторной	
работе	81

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время во всем мире прослеживается отчётливая тенденция становления и развития нового направления в медицинском приборостроении, связанного с использованием свойств оптического и когерентного лазерного излучений для целей неинвазивной диагностики. Оптическая неинвазивная диагностика предполагает применение оптического (в том числе лазерного) излучения для прижизненного зондирования тканей и органов пациента с целью получения по отражённому свету диагностической информации о строении обследуемого участка тела. Приборы данного класса представляют собой устройства, реализующие так называемую идеологию неинвазивной медицинской спектрофотометрии (НМС), когда оптическими методами *in vivo*, без взятия каких-либо биоптатов и/или анализов крови, в доступных для обследования участках тела пациента (кожа, слизистые полости рта и др.) оцениваются уровни и динамика накопления во времени тех или иных биохимических составляющих - оксигемоглобина крови, коллагена соединительной ткани, соединений порфиринового ряда, липофусцина, NADH и т.д. (методы оптической тканевой оксиметрии, лазерной флуоресцентной диагностики, лазерной доплеровской флоуметрии, фотоплетизмографии и др.).

На данный момент существует более 150 различных модификаций аппаратов для низкоинтенсивной лазерной терапии (АЛТ), однако их общее строение условно можно разбить на три части: базовый блок (питание, настройки), излучающие головки и насадки. Соединение этих частей позволяет подобрать оптимальный набор для применения с той или иной целью. Широко используемые сегодня в АЛТ выносные излучатели на основе полупроводниковых лазеров, преимуществами которых являются малые габариты и вес, низкие питающие напряжения, возможность прямой модуляции излучения током накачки, позволяют в полной мере реализовать возможности блочного принципа, т.е. производить комбинацию излучателей. Малогабаритные излучающие головки можно подносить непосредственно к месту воздействия, выбрав ту или иную длину волны излучения.

Магистерский курс дисциплины «Оптико-электронные устройства в диагностике, терапии и хирургии» составлен таким образом, чтобы обеспечить будущим магистрам техники и технологии приобретение профессиональных компетенций, необходимых для создания и эксплуатации современных оптико-электронных диагностических

и терапевтических приборов. В число профессиональных компетенций ФГОС ВПО направления подготовки магистров 201000 «Биотехнические системы и технологии», соответствующих модулям дисциплины «Оптико-электронные устройства в диагностике, терапии и хирургии», входят:

- 1) ПК-1 «Способность использовать результаты освоения фундаментальных и прикладных дисциплин магистерской программы»;
- 2) ПК-7 «Способность анализировать состояние научно-технической проблемы путём подбора, изучения и анализа литературных и патентных источников в сфере биотехнических систем и технологий»;
- 3) ПК-8 «Готовность определять цели, осуществлять постановку задачи проектирования, подготавливать технические задания на выполнение проектных работ в сфере биотехнических систем и технологий»;
- 4) ПК-9 «Способность проектировать устройства, приборы, системы и комплексы биомедицинского и экологического назначения с учетом заданных требований»;
- 5) ПК-17 «Способность выбирать оптимальные методы и методики изучения свойств биологических объектов и формировать программы исследований».

Данное учебное пособие посвящено исследованию основных принципов построения оптико-электронных устройств, предназначенных для неинвазивной спектрофотометрической диагностики и низкочнтенсивной лазерной терапии (НИЛТ). Пособие содержит лабораторные работы, которые знакомят студентов с основными структурными блоками оптико-электронных устройств для диагностики (фотоплетизмография, лазерная доплеровская флоуметрия) и низкочнтенсивной лазерной терапии.

1 ОБЩИЕ УКАЗАНИЯ

1.1 Назначение и структура лабораторных работ

Лабораторные работы направлены на углубление знаний в области проектирования и эксплуатации оптико-электронных устройств для неинвазивной диагностики и низкоинтенсивной лазерной терапии и направлены на ознакомление студентов с физическими принципами работы основных устройств и функциональных блоков аппаратов для НМС и НИЛТ.

Выполнение работ поможет студентам закрепить теоретические знания, полученные на лекциях по соответствующим темам, привить навыки проведения экспериментальных исследований, а также научиться анализировать электрические принципиальные схемы аппаратов НМС и НИЛТ.

Лабораторный практикум рассчитан на 16 аудиторных часов и содержит четыре лабораторные работы.

Лабораторная работа «Исследование параметров устройств для фотоплетизмографии» позволяет студенту ознакомиться с физическими принципами работы фотоэлектрических датчиков пульса, используемых в фотоплетизмографии и в качестве преобразования одного из нескольких сигналов, необходимых для модуляции физиотерапевтических воздействий. При выполнении этой работы студенты также получают навыки работы с фотоплетизмографическим программно-аппаратным комплексом для оценки реакций пациента при процедуре НИЛТ.

Во второй лабораторной работе «Обработка полученных данных с помощью программного обеспечения для регистрации и обработки информации многофункционального лазерного диагностического комплекса "ЛАКК-М"» студенты изучают основы лазерной доплеровской флоуметрии и виды обработки получаемых сигналов.

В третьей работе «Исследование параметров накачки полупроводникового инжекционного лазерного излучателя для низкоинтенсивной лазерной терапии» студенты знакомятся с применяемыми в АЛТ полупроводниковыми лазерными излучателями. Экспериментально исследуются параметры накачки широко используемого полупроводникового инжекционного лазерного излучателя ЛПИ-120.

Четвертая работа «Исследование метрологических характеристик лазерных терапевтических аппаратов с помощью измерителей мощности лазерного излучения» посвящена рассмотрению основной специфики и технических решений метрологического обеспечения лазерной терапевтической аппаратуры, исследованию устройств для контроля и измерения параметров лазерного излучения — встроенных фотометров и измерителей мощности.

1.2 Подготовка к выполнению лабораторных работ

Подготовка к выполнению лабораторной работы заключается в самостоятельном изучении студентами теории по теме данной работы. В каждой лабораторной работе приведены необходимый теоретический материал и перечень контрольных вопросов, служащих для определения готовности студента к выполнению работы. Кроме того, при подготовке к работе студент также должен использовать конспект лекций.

На контрольные вопросы студент должен дать краткие письменные ответы, которыми он может пользоваться во время собеседования с преподавателем. Консультации проводятся преподавателем в соответствии с его расписанием консультаций.

На лабораторные работы студент должен являться с отчётом, предварительно подготовленным в соответствии с вышеуказанными требованиями. Студент, не подготовивший отчёт или не прошедший собеседования с преподавателем, к выполнению работы не допускается.

1.3 Порядок выполнения лабораторной работы

Выполнение каждой лабораторной работы с оформлением её результатов занимает четыре академических часа. Аудиторное время студент затрачивает:

- на собеседование с преподавателем по теоретической части работы;
- ознакомление с описанием, инструкциями и правилами эксплуатации используемых в работе лабораторных модулей, приборов и оборудования;

- на проведение экспериментального исследования, обработку результатов исследования;
 - оформление отчёта.

Отчёт по работе должен обязательно завершаться выводами, которые студент сделал самостоятельно на основе результатов проведённых исследований.

Непосредственно после завершения практической части лабораторной работы студент должен отчитаться о проделанной работе перед преподавателем, при этом показать знание того материала, который изложен в его отчёте.

1.4 Оформление отчёта по лабораторной работе

Отчёт по работе выполняется каждым студентом самостоятельно на листах стандартного формата (210×297). Допускается использование листов из ученической тетради «в клетку».

Отчёт должен содержать:

- цель работы;
- ответы на контрольные вопросы;
- технические характеристики оборудования и приборов, используемых в работе;
 - результаты экспериментальных исследований и расчётов;
- электрическую принципиальную схему исследованного лабораторного модуля;
 - выводы по результатам проведённых исследований.

Титульный лист отчёта выполняется в соответствии с приложением А.

Технические характеристики оборудования и приборов, используемых в работе, могут быть занесены в таблицу или представлены таким же образом, как в паспортах на это оборудование. Выводы по работе должны быть изложены кратко, но содержать все необходимые сведения и быть подтверждены данными.

Схемы, графики и таблицы необходимо выполнять в соответствии с требованиями ЕСКД и ГОСТ 2.105-95 [1] с использованием программных средств или карандашом с помощью чертежного инструмента. Отчёты, оформленные не по стандарту, к защите не принимаются.

2 МЕРЫ БЕЗОПАСНОСТИ

При работе с лазерными терапевтическими и диагностическими аппаратами потенциальную опасность может представлять поражение электрическим током и излучение лазеров.

По электробезопасности АЛТ выполнены по ГОСТ 50267.0-92. При эксплуатации аппаратов необходимо соблюдать следующие меры безопасности:

- перед включением аппарата в сеть обязательно проверить исправность сетевого шнура и блоков излучения;
- запрещается включать аппарат в сеть при повреждении сетевого шнура;
- включение аппарата в сеть 220 В осуществлять через розетки, к которым подключен заземляющий контур;
- не оставлять без присмотра электронный блок включенным в электросеть;
- не допускать затекания внутрь аппарата любых и особенно токопроводящих жидкостей.

По степени опасности генерируемого лазерного излучения используемые АЛТ соответствуют ГОСТ 12.1.040-83.

Категорически ЗАПРЕЩАЕТСЯ:

- направлять лазерное излучение в глаза и смотреть параллельно лучу;
- направлять лазерное излучение на металлические, зеркальные поверхности, белую бумагу и прочие поверхности белого цвета, а также вносить в область воздействия луча блестящие предметы (кольца, часы, зеркала и т.д.), которые вызывают отражение света и увеличивают возможность попадания его в глаза.

3 ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

В настоящее время оптико-электронные устройства в медицине нашли широкое применение в диагностике, терапии и хирургии.

Медицинским оптико-электронным прибором (МОЭП) принято называть совокупность оптических, электронных, механических, вычислительных и других элементов и узлов, предназначенных для медицинской диагностики, терапии и хирургии биообъектов. Физический фактор воздействия на биоткань – источник излучения может быть как лазерным, так и нелазерным (тепловым, газоразрядным и др.) [2].

Современная медицинская оптико-электронная аппаратура в большинстве своём является физической по конструкции. Понять её назначение, сконструировать, рассмотреть принципы работы без знания основ медицинской и биологической физики невозможно. Поэтому при разработке и применении МОЭП параллельно с конструктивными и технологическими задачами рассматриваются и физические явления, процессы и характеристики применительно к решению медицинских задач.

3.1 Особенности конструкции МОЭП

Структура МОЭП представлена на рисунке 3.1 [2].

Термин «инструментарий» имеет несколько значений:

- орудие;
- инструмент;
- прибор.

Примерами инструментов служат хирургический лазерный скальпель и набор оптических элементов для доставки лазерного пучка к месту воздействия на биообъект.

К приборам измерения параметров лазерного излучения относятся:

- фотометры;
- оптические измерители мощности;
- импульсные термопарные измерители энергии излучения;
- приборы для измерения тока накачки и др.

Термин «лазерное оборудование (аппаратура)» означает группу приборов или инструментов, применяемых для выполнения специальных действий или функций (рисунок 3.2).

В учреждениях здравоохранения для лазерной диагностики и лечения заболеваний пользуются широким набором разнообразных лазерных инструментов и приборов.

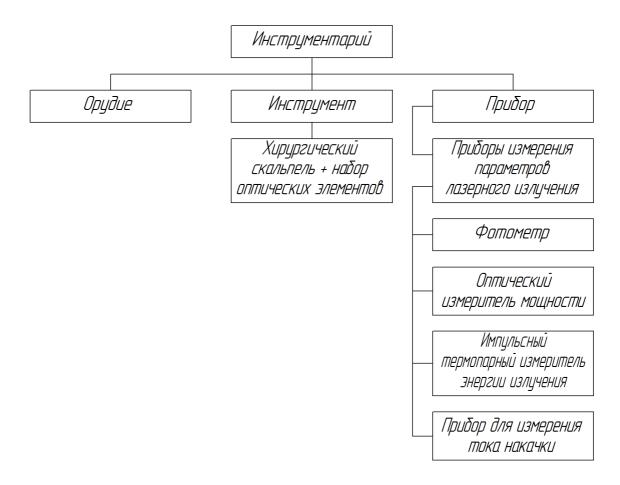


Рисунок 3.1 – Структура МОЭП

Во всех лазерных приборах используются лазерные пучки. Все вместе они образуют совокупность, получившую название лазерной медицинской аппаратуры.



Рисунок 3.2 – Структура медицинского оборудования

В широком смысле лазерная медицинская аппаратура включает в себя все типы лазерных инструментов и лазерных приборов, используемых для различных аспектов лазерной клинической медицины и лазерных медицинских исследований.

3.2 Основные характеристики МОЭП

К наиболее важным характеристикам МОЭП относятся: диапазон, чувствительность, точность, лёгкость калибровки, стабильность, частотный диапазон, отсутствие шумов и нежелательных сигналов (помех, артефактов) (рисунок 3.3) [2].

Диапазон. Диапазон прибора — полный набор значений величин параметров, на которые рассчитан прибор в нормальном режиме функционирования. Для прибора, у которого за основу берется непрерывная мощность излучения, диапазон простирается от наименьшего значения до наибольшего. То же можно сказать, если за основу берется энергия, средняя мощность излучения в импульсе.

Чувствительность. В случае характеристики МОЭП это способность прибора отображать используемые показатели оптического излучения. Чувствительность в основном зависит от *разрешения* дисплея. Разрешение — это способность индицировать наименьшие изменения, которые могут быть считаны с дисплея.

Точность. Точность прибора — его способность точно указывать истинное значение используемых показателей — непрерывной или импульсной мощности излучения, энергии, частоты модуляции, длительности импульса, времени экспозиции и т.д.

Ошибка — погрешность определения используемых характеристик излучения — определяется отклонением значения, указываемого контрольной системой прибора, от истинного значения показателя излучения или измеряемого для диагностических приборов.

Лёгкость калибровки. Калибровкой называется процедура, с помощью которой контрольная или измеряемая система прибора настраивается так, чтобы её показания как можно точнее соответствовали истинным значениям параметров излучения или контролируемым для диагностических приборов. Иногда калибровка выполняется с помощью измерения величин, истинные значения которых известны точно, и соответствующей регулировки прибора. Приборы другого типа калибруют, сравнивая показания прибора с показанием другого прибора, который служит образцом, эталоном или стандартом.

Стабильность. Однажды откалиброванный прибор будет сохранять точность лишь такой период времени, в течение которого не происходит отклонений от условий калибровки. Постепенное ухудшение точности после калибровки называется дрейфом прибора. Стабильность прибора заключается в его способности сохранять точность в течение заданного времени после калибровки. Стабильный

инструмент редко требует повторной калибровки, а прибор с плохой стабильностью необходимо калибровать часто.

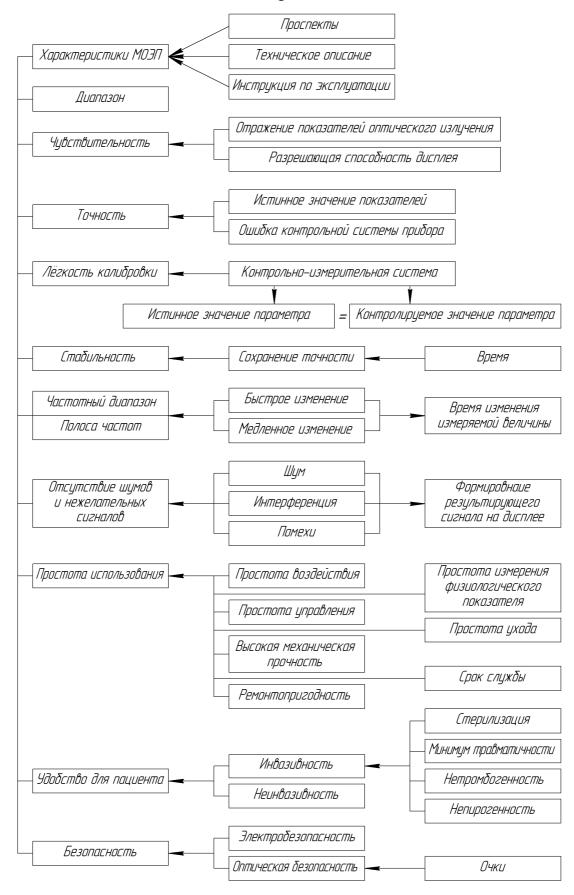


Рисунок 3.3 – Основные характеристики МОЭП

Частотный диапазон. Следует различать частотный диапазон для диагностических и лечебных приборов. Одни физиологические показатели изменяют свои значения быстро, а другие — медленно. Поэтому медицинский диагностический прибор должен отслеживать быстрые и медленные изменения. Этот процесс можно охарактеризовать диапазоном или полосой частот. Частота выражается в циклах за секунду, и полоса частот, в которой прибор способен отслеживать изменения измеряемой величины, составляет его частотный диапазон. Таким образом, частотный диапазон прибора должен соответствовать полосе частот, в которую попадают все изменения измеряемой величины. Это условие адекватного представления показателя.

В случае лечебного аппарата под частотным диапазоном подразумевается возможность частотного модулирования излучения от 1 Γ ц до десятков и сотен к Γ ц.

Отсутствие шумов и нежелательных сигналов (помех, артефактов). Наряду с измеряемой величиной показателя в ней присутствуют часто и другие составляющие. Эти нежелательные составляющие обычно называют шумом, интерференцией, помехами или артефактами, которые участвуют в формировании результирующего сигнала, появляющегося на дисплее.

Артефакт представляет собой любое искусственное изменение измеряемого показателя, которое возникает при движении пациента. Если в качестве дисплея используется экран монитора, то помехи могут проявляться в виде высокочастотных изменений, положенных на кривую, что придаёт изображению «пушистый» вид. В стрелочных приборах или в некоторых других типах дисплеев интерференция может привести к ошибочным показаниям. В приборах должны быть предусмотрены специальные меры для устранения или ослабления воздействия определенных видов шумов или интерференции.

Простота использования. Эта характеристика представляет собой интерес для персонала медицинских учреждений. Наиболее важным для персонала является:

- простота воздействия на биологический объект;
- простота измерения физиологического показателя в случае диагностического прибора;
- простота управления прибором лёгкость и удобство считывания и интерпретации данных на дисплее;

- простота ухода за аппаратурой и её очистки, что необходимо для правильного функционирования приборов;
 - высокая механическая прочность;
- срок службы надёжность и безотказность при определении долговечности;
 - ремонтопригодность.

Удобство для пациента. При работе с прибором часто бывает необходимо подвести его к такой точке организма, где можно использовать его излучение. Многие приборы работают путём воздействия излучения вне тела или на поверхности кожи. Такие воздействия называют невторгающимися или неинвазивными. Некоторые заболевания требуют вторжения излучения внутрь тела, например, внутривенное лазерное облучение крови (ВЛОК), доставка излучения через катетер (урология) и т.д. Эти методы называются вторгающимися или инвазивными, например, прибор, предназначенный для выполнения лечения введением излучения внутрь тела, должен удовлетворять определенным требованиям:

- выдерживать стерилизацию;
- по возможности минимизировать травмы или дискомфорт пациента;
- при введении в сердечно-сосудистую систему та часть прибора, которая вводится в ток крови, должна быть нетромбогенной и непирогенной.

Безопасность. Аппаратура должна отвечать требованиям электробезопасности и оптической безопасности. Самым простым средством защиты от оптической опасности излучения как врача, так и пациента являются очки, которые обязательно должны входить в комплектацию прибора.

3.3 Компоненты лазерной медицинской аппаратуры

Независимо от сложности каждый МОЭП для воздействия на биообъект может быть разделен на три части:

- источник создания излучения (излучатель);
- источник накачки (формирователь излучения) блок питания;
- устройство отображения информации воздействия (измерители, дисплеи, мониторы, принтеры).

Некоторые МОЭП, кроме того, содержат блоки для биоуправления – формирователи сигналов от датчиков пульса и дыхания.

В некоторых приборах эти компоненты выделить легко, а в других – функции различных блоков разделить трудно.

Излучатель – это часть прибора, способная воздействовать на биообъект.

За последние 50 лет существования медицинской электронной техники найдены и исследованы многие активные среды и разработаны методы преобразования энергии для создания того или иного физического фактора при воздействии на организм.

Созданы разнообразные типы лазерных излучателей:

- а) твердотельные на рубине $A1_2O_3$: Cr³⁺;
- б) твердотельные на основе иттриево-алюминиевого граната ИАГ: Nd^{3+} , Ho^{3+} , Er^{3+} (ИАГ $Y_3Al_5O_{12}$);
- в) газовые (на атомных, ионных и молекулярных переходах) HeNe, Ar, CO₂;
 - г) жидкостные;
 - д) полупроводниковые.

Данные излучатели обеспечивают мощность излучения от милливатт до киловатт, а в импульсном режиме — от миллиджоулей до нескольких тысяч джоулей.

В последнее время наряду с обычными светодиодами (1 мВт) применяются суперъяркие светодиоды (10 мВт) различного диапазона спектра электромагнитного излучения.

Оптимизация лазерного пучка. Различают следующие виды оптимизации лазерного пучка (рисунок 3.4) [2]:

- а) по максимальной мощности или энергии;
- б) модовому составу много- и одномодовый;
- в) стабильности частоты;
- г) длине когерентности;
- д) спектральным и временным характеристикам и т.д.

Блок накачки — формирователь излучения, важная составная часть лазеров. Он служит для преобразования электрической энергии источника питания в световую энергию накачки.

Источники накачки делятся на два крупных класса:

- непрерывные накачка лазера длительное время (продолжительность от единиц секунд до десятков часов и более);
- импульсные накачка лазера в течение 10^{-5} – 10^{-2} сек. с определенной частотой повторения импульсов (1–300 Γ ц).

В качестве непрерывных источников накачки твердотельных лазеров выступают:

- вольфрамовые лампы накаливания с иодным циклом;
- трубчатые дуговые газоразрядные лампы высокого давления с криптоновым наполнением (РЛВД);
- дуговые лампы, содержащие ртуть (Hg) и пары щелочей (калий, рубидий);
 - полупроводниковые лазеры и светодиоды.



Рисунок 3.4 – Виды оптимизации лазерного пучка

Для возбуждения твердотельных лазеров в импульсном режиме практически всегда применяются газоразрядные импульсные лампы на ксеноне (давление Xe - 0.1 атм).

Для энергии накачки 10–100 Дж альтернативных ксеноновым трубчатым лампам источники накачки пока не созданы. Для энергии около 1 Дж эффективно используют наборы полупроводниковых лазеров.

Импульсная накачка обладает рядом преимуществ по сравнению с непрерывной:

- инверсия реализуется лишь в течение некоторого времени в начале импульса;
- возможно получение генерации в большем числе активных сред и на большем числе переходов активных сред;
 - её легче реализовать с технической точки зрения;
- отпадает (в ряде случаев) необходимость принудительного охлаждения активного элемента;
- возможность реализации сверхкоротких световых импульсов $\tau = 10^{-11}...10^{-12}$ с и P = до 10^{12} Вт.

Условие эффективности оптической накачки:

- а) уровень возбуждения активных центров должен иметь достаточную ширину (большую);
- б) максимум поглощения активного центра должен попадать в область спектра частот накачивающего излучения.

При нарушении этих условий доля полезно расходуемой мощности накачивающего излучения будет незначительной.

Накачка с использованием самостоятельного разряда применяется в разреженных газообразных активных центрах при давлениях 1-10 мм рт. ст. (атомных, ионных молекулярных).

Оптическая накачка применяется и для накачки полупроводниковых лазеров. Энергия фотонов в этом случае должна быть больше ширины запрещённой зоны. Для накачки полупроводниковых лазеров используется и накачка электронным пучком (энергия электронов около 50 - 100 кэВ).

Устройство отображения информации. Обычно блоки контроля параметров излучения встраиваются в основной корпус прибора или в стойку системы. Если результаты измерений параметров излучения имеют важное значение, то они должны быть представлены в такой форме, чтобы врач мог воспринимать их.

Та часть прибора, которая преобразует модифицированный сигнал, появляющийся на выходе блоков обработки сигналов, в форму, удобную для восприятия, называется дисплеем или устройством считывания. В качестве устройств отображения информации в МОЭП могут использоваться:

- а) индикаторная лампа;
- б) стрелочный прибор;
- в) зуммер сигнала;
- г) устройство записи на бумажную ленту;
- д) экран осциллографа и т.д.

Таким образом, любая конструкция МОЭП состоит из функционально связанных между собой узлов (рисунок 3.5) [3].



Рисунок 3.5 – Структурная схема типичного МОЭП

Система передачи энергии от блока излучателя в зону воздействия зависит от вида излучения. При разработке медицинских установок на лазерах ВЧ и близком ИК-диапазоне спектра применяют волоконные кварцевые световоды. Для создания установок на основе лазеров, излучающих в дальнем ИК-диапазоне, используют многоколенные зеркально-линзовые или призменные телескопические световоды [2].

Цикл лабораторных работ предполагает ознакомление студентов с основными структурными блоками оптико-электронных устройств, предназначенными для диагностики и низкоинтенсивной лазерной терапии. Лабораторный практикум построен таким образом, что, начиная знакомство с параметрами устройств для фотоплетизмографии, навыками работы по обработке полученных данных в лазерной доплеровской флоуметрии, на следующем этапе студент переходит к знакомству с параметрами накачки лазерного полупроводникового излучателя, широко использующегося в аппаратах лазерной терапии. Завершается практикум исследованием метрологических характеристик АЛТ.

4 ЛАБОРАТОРНЫЕ РАБОТЫ

4.1 Исследование параметров устройств для фотоплетизмографии

4.1.1 Цель работы

Углубление теоретических знаний в области проектирования и ремонта устройств для фотоплетизмографии (ФПГ) и низкоинтенсивной лазерной терапии с биологическими обратными связями; приобретение практических навыков экспериментального исследования оптико-электронных диагностических устройств.

4.1.2 Содержание работы

Экспериментальные исследования типового устройства для фотоплетизмографии и низкоинтенсивной лазерной терапии с биологической обратной связью; проведение функциональной диагностики состояния пациента во время проведения процедуры низкоинтенсивной лазерной терапии.

4.1.3 Экспериментальное оборудование

Лабораторный модуль, включающий фотоэлектрический датчик пульса, входное устройство для лазерных биоуправляемых аппаратов (фотоплетизмограф) и источник питания; осциллограф С1-118А и/или осциллограф цифровой DSO-2090; частотомер электронносчётный Ч3-54; программно-аппаратный фотоплетизмографический комплекс «Диалаз»; персональный компьютер с соответствующим установленным ПО для цифрового осциллографа и фотоплетизмографического комплекса.

4.1.4 Подготовка к работе

Самостоятельная подготовка студентов к выполнению лабораторной работы осуществляется по следующим разделам:

- физический принцип фотоплетизмографии [4];
- схемотехника и расчёт фотоэлектрического датчика пульса [5–8];
- физиотерапевтические аппараты с биоуправлением (с биологической обратной связью) [9, 10].

4.1.5 Вопросы для самопроверки

- 1) На каком физическом принципе основан метод фотоплетизмографии?
- 2) Приведите основные схемы конструкций фотоэлектрических датчиков пульса.
- 3) Изложите основной алгоритм расчёта фотоэлектрического датчика пульса на фотодиоде, работающем в генераторном режиме.
- 4) Опишите основной алгоритм расчёта фотоэлектрического датчика пульса на фототранзисторе, работающем в диодном режиме.
- 5) Перечислите виды физиотерапии, в которых используются физиотерапевтические аппараты с биологической обратной связью (аппараты для хронотерапии). Укажите примеры серийно выпускаемых устройств для ФПГ и НИЛТ с биоуправлением по биоритмологическим показателям.

4.1.6 Теоретическая часть работы

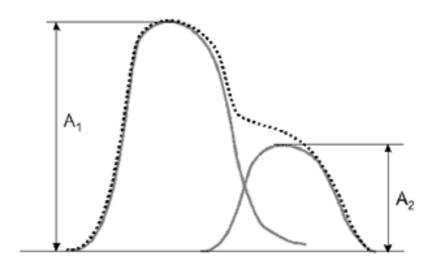
4.1.6.1 Основы фотоплетизмографии

Плетизмография — диагностический метод графического изучения кровенаполнения тканей посредством регистрации динамических изменений объёмного пульса. Объём любого органа складывается из объёма составляющих его тканей и крови, его заполняющей. Объём тканей в течение короткого периода времени, затрачиваемого на исследование, является постоянной величиной, а объём крови, заполняющий орган, всё время изменяется, динамически повторяя фазы сердечного цикла.

Фотоплетизмография — методика определения особенностей периферического микроциркуляторного кровообращения на основе динамического изменения плотности ткани, связанной с притоком крови в процессе сердечной деятельности [11].

Количество крови, протекающей через данный отрезок артерии в течение каждого пульсового периода, называется пульсовым объёмом. Его величина зависит от калибра артерии, степени раскрытия её просвета, объёма циркулирующей крови, ударного объёма, скорости крови. Между величиной пульсового объёма и пульсового давления (разница между систолическим и диастолическим давлением в сосуде) имеется прямая зависимость.

Пульсовые колебания периферических артерий можно зафиксировать с помощью сфигмографии. *Сфигмография* — графическое изображение каждой пульсовой волны. Параметры периферического артериального пульса представлены на рисунке 4.1 [11].



 A_1 – анакрота (анакротический период);

 A_2 – катакрота (дикротический период).

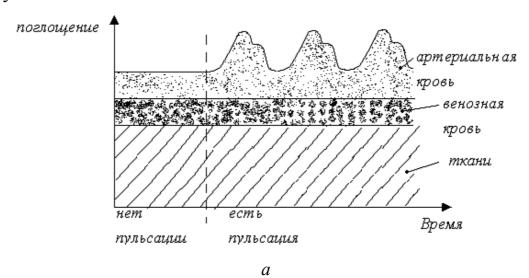
Рисунок 4.1 – Схематическое изображение пульсовой волны

В сфигмограмме аорты и крупных артерий различают две основные части — подъем и спад. Крутой подъем в восходящей части — анакрота — возникает вследствие повышения артериального давления (АД) и вызванного этим растяжения, которому подвергаются стенки артерий под влиянием крови, выброшенной из сердца в начале фазы изгнания. В конце систолы желудочка, когда давление в нем начинает падать, происходит спад пульсовой кривой — катакрота — косая линия.

В тот момент, когда желудочек начинает расслабляться и давление в его полости становится ниже, чем в аорте, кровь, выброшенная в артериальную систему, устремляется назад к желудочку; давление в артериях резко падает, и на пульсовой кривой крупных артерий появляется глубокая выемка — инцизура. Движение крови обратно к сердцу встречает препятствие, так как полулунные клапаны под влиянием обратного тока крови закрываются и препятствуют её поступлению в сердце. Волна крови отражается от клапанов и создаёт вторичную волну повышения давления, вызывающую вновь растяжение артериальных стенок.

В результате на сфигмограмме появляется вторичный, или дикротический, подъем. Формы кривой пульса аорты и отходящих непосредственно от неё крупных сосудов, так называемого центрального пульса, и кривой пульса периферических артерий несколько различаются [12].

Кривые, характеризующие изменение степени поглощения светового излучения в зависимости от времени, называются фотоплетизмограммами. По их виду неинвазивно удаётся установить наличие различных гемодинамических нарушений в движении крови на исследуемых участках сосудистого русла. Изменение величины поглощения при пропускании света через биоткань с кровеносными сосудами и фотоплетизмограмма пульсаций крови в артерии приведены на рисунке 4.2.



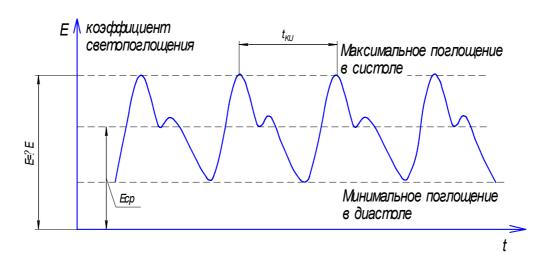


Рисунок 4.2 – Изменение величины поглощения при пропускании света через биоткань с кровеносными сосудами (*a*) и фотоплетизмограмма артериальных сосудов (*б*)

б

Амплитуда регистрируемых колебаний зависит от разности давления в сосудах при систоле и диастоле. Усреднённое значение коэффициента поглощения света зависит в том числе и от среднего давления крови в сосудах. Действительно, при увеличении давления размеры сосудов, наполненных кровью, увеличиваются, и уменьшается степень их светопропускания. При уменьшении среднего давления наблюдается обратный процесс.

Фотоплетизмограмма обычно оценивается качественно и выводится на экран монитора для того, чтобы медицинский персонал могоценить гемодинамические показатели сердечно-сосудистой системы. Хотя теоретически метод может быть использован для оценки гемодинамических показателей работы сосудистой системы на любом участке биологического организма, на практике его используют на тех участках биоткани, которые имеют сравнительно небольшую толщину и абсорбируют только часть светового излучения. Его интенсивность выбирают, исходя из соображений медицинской безопасности [13].

При изменении размеров сосудов, пульсирующих синхронно с работой сердца, соответственно меняются степень поглощения светового потока и коэффициент его отражения. Таким образом, фото-электрические датчики пульса (например, оптопара светодиодфотодиод или светодиод-фототранзистор) могут работать как на просвет, так и на отражение.

Фотоплетизмография в проходящем свете. При использовании маломощных источников света хорошие результаты можно получить при размещении датчика на конце пальца или на мочке уха.

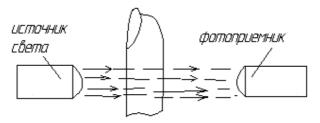


Рисунок 4.3 — Чувствительная часть датчика, предназначенного для получения фотоплетизмограммы

В этом случае он может быть выполнен в форме прищепки, с помощью которой «зажимается» контролируемый участок биоткани. С одной её стороны устанавливается источник света, а с другой — фотоприёмник. Световое излучение проходит через биоткань между источником света и фотоприёмником (рисунок 4.3).

Сигнал фотоприёмника подаётся на монитор, который осуществляет его визуализацию, или в устройство, где проводится запись его в течение определенного промежутка времени. В качестве источника светового излучения могут быть использованы миниатюрные лампы накаливания или светодиоды.

Используя сигнал фотоприёмника или фотоплетизмограмму, можно определить частоту сердечных сокращений (ЧСС). Для этого следует измерить время между соседними максимумами фотоплетизмограммы (см. рисунок 4.2, δ) и определить ЧСС с помощью следующих формул:

ЧСС =
$$\frac{60}{t_{\rm cp}}$$
 (уд./мин); (4.1)

$$t_{\rm cp} = \frac{\sum_{i=1}^{n} t_{\rm KH_i}}{n},\tag{4.2}$$

где $t_{\rm cp}$ — средняя длительность кардиоинтервала;

 $t_{\scriptscriptstyle \mathrm{KH}}$ — длительность n-го кардиоинтервала.

Частота сердечных сокращений обычно определяется количеством ударов в минуту. Средняя длительность кардиоинтервала используется в формуле для большей объективности результатов. Она определяется путём измерения времени n кардиоинтервалов с последующим нахождением усреднённого значения. Чем большее количество кардиоинтервалов используется при обработке сигналов, тем ближе к действительному значению $t_{\rm cp}$.

Фотоплетизмография в отражённом свете (ФПГ на отражение) основана на законе отражения (рисунок 4.4).

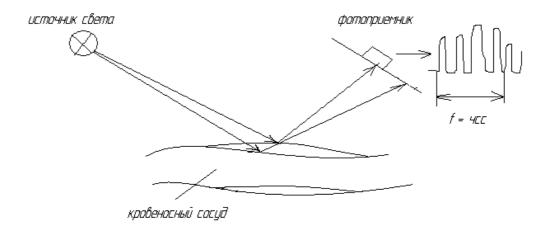


Рисунок 4.4 – Фотоплетизмография в отражённом свете

Луч света, падающий на исследуемый участок тела, проходит сквозь верхний слой эпидермиса. Попадая на пульсирующий кровеносный сосуд, луч отражается под разными углами в зависимости от кровенаполнения (момент систолы или диастолы). Отражённый луч попадает на фотоприёмник. Фотоприёмник регистрирует изменение объёма пульсирующего сосуда и выводит на монитор некоторую кривую, частота «горбушек» которой характеризует частоту сердечных сокращений [13].

Одним из основных перспективных направлений развития физиотерапевтической техники, в частности лазерной терапевтической, является индивидуализация воздействий с помощью биологической обратной связи с пациентом. В настоящее время серийно выпускается целый ряд физиотерапевтических аппаратов с биоуправлением по основным биоритмологическим показателям (пульс, дыхание, ЧСС/ЧД и др.). Кроме того, в последнее время находят всё большее применение портативные программно-аппаратные устройства для регистрации ФПГ и оценки реакций организма пациента на различные физиотерапевтические воздействия, в частности при НИЛТ (таблица 4.1).

Таблица 4.1 – Примеры устройств для фотоплетизмографии и низкоинтенсивной лазерной терапии с биологической обратной связью

№ π/π	Наименование аппарата	Назначение	Произво- дитель	
1	2 3		4	
1	Аппарат электро- лазерный терапев- тический урологи- ческий АЭЛТУ-02 «ЯРИЛО-СИНХРО»	Синхронизация лазерного воздействия и электрической стимуляции с пульсом пациента для вызывания синергетического биорезонансного эффекта в предстательной железе	ФГУП НИИ «ПОЛЮС» им. М.Ф. Сте- льмаха (г. Москва)	
2	Блок биоуправления «БИО» для аппаратов лазерной терапии серий «Мустанг» и «Матрикс»	хания позволяет использовать сигналы этих основных характе-	НПЛЦ «Техника», НИЦ «Матрикс» (г. Москва)	

Продолжение таблицы 4.1

1	2	3	4		
3	Магнито-инфра-	Индивидуальное автоматическое	3AO		
	красный лазерный	дозирование и оптимизация ре-	«МИЛТА-		
	аппарат квантовой	жима физиотерапевтического	ПКП ГИТ»		
	терапии с биоло-	воздействия с одновременной	(г. Москва)		
	гической обрат-	хронодиагностикой функцио-			
	ной связью	нального состояния организма			
	«РИКТА-05-БИО»	пациента и оценкой реакций па-			
		циента в ходе самого сеанса			
		лечения по динамике отноше-			
		ния частоты пульса к частоте			
		дыхания			
4	Устройство био-	Устройство предназначено для	НПП		
	синхронизации	осуществления биосинхрониза-	«Сармат»,		
	(биоуправляемый	ции воздействия с определенны-	НПП		
	ключ)	ми фазами пульса и дыхания при	«ФЕБ»		
		работе с физиотерапевтическими	(г. Ростов-на-		
		аппаратами и другими источни-	Дону)		
		ками физических воздействий			
5	Программно-	Комплекс предназначен для ди-	ПКП		
	диагностический	агностики состояния пациента во	«Бином»		
	комплекс	время проведения процедур ла-	- (г. Калуга)		
	«Диалаз»	зерной терапии			

Как видно из таблицы 4.1, наиболее часто используемым параметром в биологической обратной связи физиотерапевтических аппаратов является частота пульса пациента. Для исследования данного биоритмологического показателя чаще всего применяются фотометрические методы получения измерительной информации, в частности ФПГ.

На выходе фотоприёмника будет регистрироваться сигнал, который однозначно характеризует пульсацию крови в кровеносных сосудах. В данной лабораторной работе рассматриваются устройства для ФПГ с фотоэлектрическими датчиками пульса, работающими как на отражение, так и на просвет.

С помощью сигнала фотоприёмника (фотоплетизмограммы) можно определить частоту сердечных сокращений (ЧСС) по формуле

$$ACC = \frac{60}{T}, \tag{4.3}$$

где T — время между соседними максимумами фотоплетизмограммы (период пульса).

4.1.6.2 Расчёт фотоэлектрического датчика пульса, работающего в отражённом свете

Конструктивно фотоэлектрические датчики пульса выполняются в виде прищепки (рисунок 4.5), закрепляемой на пальце руки пациента или мочке уха, или манжеты (застегиваемой на пальце руки), которая используется в первой части лабораторной работы.

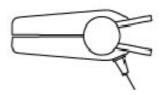


Рисунок 4.5 – Пример фотоэлектрического датчика пульса типа прищепки

Алгоритм расчёта фотоэлектрического датчика пульса заключается в следующем. В качестве источника излучения выбираем светодиод, излучающий в ближнем инфракрасном диапазоне, — светодиод марки АЛ107Б (таблица 4.2). Рассчитываем схему включения светодиода (рисунок 4.6).

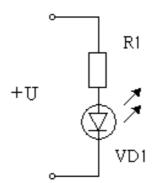


Рисунок 4.6 – Схема включения светодиода

Сопротивление токозадающего резистора определяется по формуле [8]:

$$R1 = (U - U_{\pi p})/I_{\pi p}$$
, (4.4)

где U – напряжение источника питания (9 B);

 $U_{\rm пр}$ – постоянное прямое напряжение на светодиоде (1,5 В);

 $I_{\rm np}$ – постоянный прямой ток светодиода (20 мА).

Тогда R1 = 375 Ом. Стандартное сопротивление R1 = 330 Ом.

В качестве фотоприёмного устройства выбираем фотодиод, работающий в генераторном (фотогальваническом) режиме (таблица 4.3).

Таблица 4.2 – Основные характеристики светодиодов, использующихся в фотоэлектрических датчиках пульса [8]

Марка светодиода	Диапазон длин волн излучения λ, мкм	Постоянное прямое напряжение $U_{\rm np}$, В	Постоянный прямой ток $I_{ m np}$, мА	Мощность излучения $P_{ m \scriptscriptstyle U3J}$, м ${ m B}{ m \scriptscriptstyle T}$	Угол излучения ψ, град.
АЛ179А1	0,83-0,896	1,5	40	1	±10
АЛ161Е2	0,83-0,896	1,8	50	50	±8
АЛ161В1	0,83-0,896	1,5	8	8	±20
АЛ107Б	0,92-0,98	2	100	10	±20
АЛ115А	0,85-1,05	2	50	10	±20

Таблица 4.3 – Основные характеристики фотодиодов, использующихся в фотоэлектрических датчиках пульса [7]

Марка фотодиода	Спектральная чувствительность $\Delta\lambda$, мкм	Длина волны максимума спектральной чувствительности λ_{max} , мкм	Токовая интегральная чувствительность $S_{I_{\rm ИНТ}}^{\rm Taбл}$, мА/лм (мкА/лк)	Темновой ток $I_{\scriptscriptstyle S}$, мкА	Рабочее напряжение U_{p} , В	Постоянная времени т, с
ФД-1	0,4-1,9	1,5-1,6	6,6	30	20	$2 \cdot 10^{-5}$
ФД-3К	0,5-1,1	0,8-0,9	3	0,5	15	4.10^{-6}
ФД-7К	0,4-1,1	0,82-0,86	$(4,7\cdot10^{-1})$	5	27	10^{-5}
ФД-10К	0,5-1,12	0,85-0,92	$4,4 (0,7\cdot 10^{-2})$	1	20	10^{-5}
ФД-24К	0,47-1,12	0,75-0,85	$6(4,7\cdot10^{-1})$	2,5	27	10^{-5}
ФД-25К	0,4-1,1	0,8-0,9	$(4\cdot10^{-3})$	1	20	$7,5\cdot 10^{-6}$
ФД-256	0,4-1,1	0,75-0,9	6	0,005	10	2.10^{-9}
КФДМ	0,5-1,12	0,85-0,92	$(7,5\cdot10^{-3})$	1	20	10^{-5}

При фотогальваническом режиме работы максимальное сопротивление нагрузки по постоянному току, обеспечивающее линейность энергетической характеристики, определяется по формуле [7]:

$$R_{\text{Hmax}} = 0.2 \cdot \frac{k \cdot \Theta}{e \cdot I_{\phi \text{ max}}},$$
 (4.5)

где k – постоянная Больцмана, $k = 1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К;

 Θ – абсолютная температура фотодиода, К;

e – заряд электрона, $e = 1,6 \cdot 10^{-19}$ Кл;

 $I_{
m \phi\,max}$ – максимальный ток фотодиода, А.

Так как сопротивление p-n-перехода зависит от I_{Φ} , оптимальное сопротивление нагрузки в условиях сильного изменения фототока подобрать невозможно. Поэтому для случая, когда $50 \le I_{\Phi}/I_s \le 10^{10}$, с погрешностью не более 3...4 % сопротивление нагрузки можно найти по формуле

$$R_{\rm H} = \frac{0.88 \cdot A \cdot k \cdot \Theta}{e \cdot I_s} \cdot \frac{\ln(I_{\phi}/I_s)}{I_{\phi}/I_s}, \tag{4.6}$$

где A — коэффициент, зависящий от материала фотодиода, обычно A = 1...4 (для германиевых фотодиодов);

 I_s – темновой ток, А.

Из формулы (4.6) видно, что необходимо рассчитать фототок I_{ϕ} в фотодиоде. Выбираем фотодиод ФД-3К со следующими характеристиками [7]:

- область спектральной чувствительности $\Delta \lambda = 0.5...1.1$ мкм;
- длина волны максимума спектральной чувствительности λ_{max} = 0,85 мкм;
 - рабочее напряжение U_{p} = 15 B;
 - темновой ток $I_s = 0.5$ мкА;
 - токовая интегральная чувствительность $S_{I_{\text{инт}}}^{\text{табл}} = 3 \text{ мA/лм}.$

Фототок рассчитывается по формуле

$$I_{\phi} = S_{I_{\text{UHT}}} \cdot \Phi_{\text{O\PiT}}, \tag{4.7}$$

где $S_{I_{\mathrm{ИНТ}}}$ — токовая интегральная чувствительность, рассчитанная для нашего случая;

 $\Phi_{
m ont}$ – мощность оптопары.

Токовую интегральную чувствительность определяем по формуле [6]:

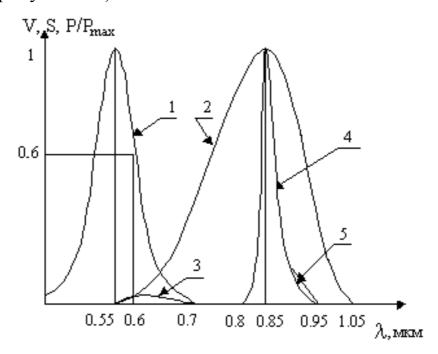
$$S_{I_{\text{инт}}} = \frac{683}{V} \cdot S_{\text{cp}} \cdot S_{I_{\text{инт}}}^{\text{табл}}, \tag{4.8}$$

где 683 лм/Вт – световой эквивалент мощности при длине волны 0,556 мкм;

V – коэффициент видности, определяемый по кривой видности;

 $S_{
m cp}$ — средняя спектральная чувствительность фотодиода с учетом кривой видности.

Строим спектральную характеристику фотодиода и кривую видности (рисунок 4.7).



1 – кривая видности; 2 – спектральная характеристика фотодиода; 3 – спектральная характеристика чувствительности фотодиода с учётом кривой видности; 4 – P/P_{max} – характеристика светодиода;

5 – спектральная характеристика чувствительности оптопары.

Рисунок 4.7 – Графики, иллюстрирующие расчёт фотоэлектрического датчика пульса

Перемножаем эти кривые и определяем среднюю спектральную чувствительность фотодиода с учётом кривой видности:

$$S_{\rm cp} = \frac{0.02 + 0.04 + 0.03 + 0.02 + 0.01}{6} = 0.02. \tag{4.9}$$

По полученной кривой для $S_{\rm cp}=0.02$ определяем $\lambda_{\rm cp}=0.6$ мкм. По кривой видности V=0.6. Подставив полученные значения в формулу (4.8), получаем:

$$S_{I_{\text{инт}}} = \frac{683}{0.6} \cdot 0,02 \cdot 0,003 = 0,08 \text{ A/Bt.}$$

Далее строим спектральную характеристику чувствительности оптопары, умножая $S_{\rm фд}$ на $\left(P/P_{\rm max}\right)_{\rm cd}$. Определяем среднюю спектральную чувствительность оптопары:

$$S_{\rm cp} = \frac{0.19 + 1 + 0.21 + 0.1 + 0.03}{6} = 0.255.$$

Затем рассчитываем мощность оптопары:

$$\Phi_{\text{опт}} = \Phi_{\text{сид}} \cdot S_{\text{cp}}^{\text{опт}}.$$
(4.10)

При систоле, т.е. при наличии крови в кровеносных сосудах пальца, мощность излучения светодиода, принимаемая фотодиодом, уменьшается в соответствии с коэффициентом поглощения по формуле

$$\Phi_{\text{CMJ}} = k_{\Pi} \cdot P_{\text{M3J}}, \tag{4.11}$$

где k_{Π} – коэффициент поглощения (для худшего случая k_{Π} = 0,2);

 $P_{\rm изл}$ – мощность излучения светодиода ($P_{\rm изл}$ = 10 мВт);

$$\Phi_{\text{сид}} = 0.2 \cdot 10 = 2 \text{ мВт.}$$

Теперь рассчитываем мощность оптопары:

$$\Phi_{\text{OHT}} = 2 \cdot 10^{-3} \cdot 0.255 = 0.51 \text{ MBT}.$$

Значение фототока примет вид

$$I_{\text{db}} = 0.08 \cdot 0.51 = 0.0408 \text{ MA}.$$

Тогда

$$\frac{I_{\phi}}{I_{s}} = \frac{0.0408 \cdot 10^{-3}}{0.5 \cdot 10^{-6}} = 81.6$$

что соответствует условию $50 \le I_{\rm ф}/I_{\rm s} \le 10^{10}$.

Поэтому
$$R_{\rm H} = \frac{0.88 \cdot 3 \cdot 1.38 \cdot 10^{-23} \cdot 298 \cdot 4.9}{1.6 \cdot 10^{-19} \cdot 0.5 \cdot 10^{-6} \cdot 136} \approx 5.5 \text{ кОм.}$$

В качестве схемы включения фотодиода выбираем фильтр низких частот на основе операционного усилителя. Производим расчёт схемы включения фотодиода (рисунок 4.8).

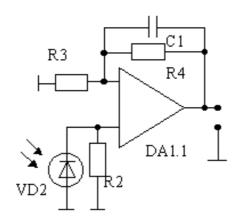


Рисунок 4.8 – Схема включения фотодиода

Для расчёта задаёмся значением коэффициента усиления схемы $k_{\rm y}=10$, пусть емкость $C1=0,3\,$ мкФ. Тогда сопротивление R4 равно [7]:

$$R4 = \frac{\tau}{C1}. (4.12)$$

Значение постоянной времени т определяем из соотношения

$$\tau = \frac{1}{\omega}.\tag{4.13}$$

 $\omega = 2.3,14.7 = 43,96$, тогда $\tau = 0,023$.

Следовательно, $R4 = 0.023 \div (0.3 \cdot 10^{-6}) = 76 \text{ кОм.}$

Из стандартного ряда выбираем сопротивление 100 кОм:

R2 = R4 = 100 kOm;

R3 = 4.7 kOm.

Представленный расчёт фотоэлектрического датчика пульса, работающего в отражённом свете, аналогичен расчётам оптопар АЛ179А1 — ФД-25К и АЛ161Е2 — ФД256, которые также можно использовать в фотоэлектрическом датчике пульса, работающем по отражению.

При оттоке крови от осязательного мякиша пальца (что соответствует диастоле) фотодиод VD2 засвечивается, и генерируемый фототок преобразуется в напряжение с помощью преобразователя «ток – напряжение» на резисторе R2 (рисунок 4.9).

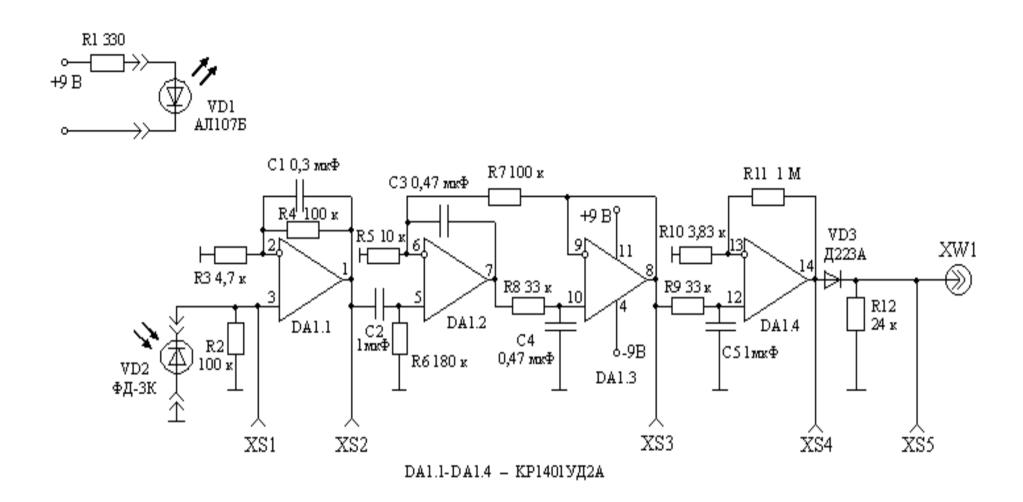


Рисунок 4.9 – Электрическая принципиальная схема лабораторного модуля с фотоэлектрическим датчиком пульса

Далее сигнал поступает на фильтр низких частот, собранный на операционном усилителе (ОУ) DA1.1. Постоянная составляющая сигнала убирается с помощью схемы, собранной на ОУ DA1.2, которая вместе со схемой на ОУ DA1.3 представляет собой фильтр 2-го порядка. Схема, собранная на DA1.4, является ОУ-ограничителем, работающим в режиме насыщения (по сути – компаратор), на выходе которого образуются двуполярные импульсы, соответствующие сердечным сокращениям, а после диода VD3 — однополярные импульсы, которые далее могут поступать в цифровую часть устройства для регистрации ФПГ или физиотерапевтического аппарата с биологической обратной связью.

4.1.6.3 Программно-аппаратный фотоплетизмографический комплекс

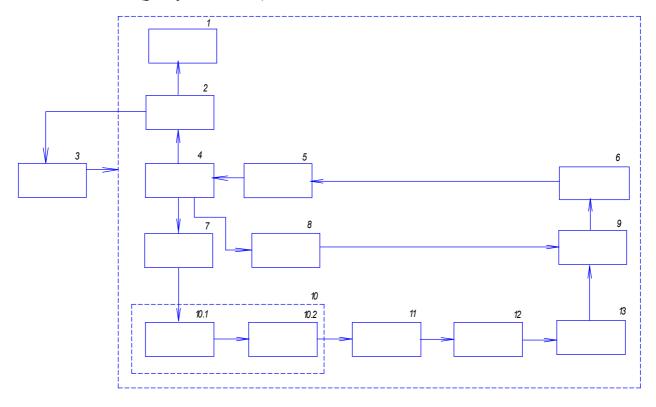
В качестве примера реализации устройства ФПГ для оценки реакции пациента при НИЛТ предлагается рассмотреть во второй части лабораторной работы программно-аппаратный комплекс (ПАК) «Диалаз» (рисунок 4.10) [14].



Рисунок 4.10 – Внешний вид комплекса «Диалаз»

Данный комплекс предназначен как для диагностики состояния пациента во время проведения процедур лазерной терапии, так и для скринингового выявления атеросклероза, определения оптимальной дозовой нагрузки при выполнении физиотерапевтического лечения, определения эффективности курса лечебных процедур, а также выявления стрессовых состояний.

Основным элементом комплекса является микроконтроллер *4*, осуществляющий поддержку протокола обмена данных по USB-шине (рисунок 4.11).



1 — монитор ПК; 2 — USB-порт; 3 — интегральный стабилизатор напряжения; 4 — микроконтроллер; 5 — АЦП; 6 — операционный усилитель; 7 — задающий генератор; 8 — ЦАП; 9 — дифференциальный усилитель; 10 — датчик пульса «прищепка»; 10.1 — светодиод; 10.2 — фототранзистор; 11 — интегратор; 12 — фильтр верхних частот; 13 — линейный детектор.

Рисунок 4.11 – Структурная схема ПАК «Диалаз»

Импульсный сигнал накачки светодиода датчика-прищепки 10 поступает с задающего генератора 7, управляемого микроконтроллером 4. Изменение скважности этого сигнала позволяет плавно изменять чувствительность устройства, а также обеспечить достаточно высокую мощность излучения. Прошедший через ткань световой поток преобразуется фототранзистором в электрический сигнал и интегрируется на RC-цепочке 11. Далее фильтр верхних частот 12 выде-

ляет из сигнала переменную составляющую с частотой исходной модуляции, что уменьшает влияние внешней засветки. Переменный сигнал детектируется линейным детектором 13 и поступает на дифференциального усилителя поступает сигнал компенсации постоянной составляющей, который вырабатывается микроконтроллером. Скомпенсированный сигнал через интегральную цепочку поступает на вход усилителя. Усиленный сигнал через интегрирующую цепочку поступает на вход АЦП. Питание устройства осуществляется от USB-шины через интегральный стабилизатор напряжения. Тактовый генератор микроконтроллера стабилизируется кварцевым резонатором.

В рассматриваемом ФПГ комплексе в качестве первичного измерительного преобразователя используется оптопара, состоящая из светодиода и фототранзистора, работающая в проходящем свете [14].

В электрической схеме комплекса «Диалаз» (рисунок 4.12) важное значение имеет режим питания светодиода, так как импульсный режим питания имеет ряд преимуществ. Данный режим упрощает процесс усиления и обработки сигнала, уменьшает энергопотребление [8].

Мощность рассеяния светоизлучающего диода определяют с учетом линейной аппроксимации ВАХ по формуле [15]:

$$W_{\text{pac}} = I_{\text{c}, \text{d}} \cdot U_{\text{c}, \text{d}} + I_{\text{c}, \text{d}}^2 \cdot r_{\text{d}}, \qquad (4.14)$$

где $I_{\rm cд}$ – ток через светоизлучающий диод (СИД);

 $r_{_{\rm I\! I}}$ – динамическое сопротивление СИД;

 $U_{\rm cn}$ – напряжение отсечки.

Эффективное значение тока определяют следующим образом:

$$I_{\ni \varphi} = I_{\scriptscriptstyle \mathrm{H}} \cdot \sqrt{Q} \,,$$

где $I_{\rm M}$ – импульсный ток;

Q – скважность.

Отсюда максимально допустимое значение тока рассчитывают по формуле

$$I_{\text{u max}} = I_{\text{u}} \sqrt{Q} = I_{\text{u}} \sqrt{\frac{T}{t_{\text{u}}}}, \tag{4.16}$$

где $t_{\rm u}$ – длительность импульса;

T — длительность паузы.

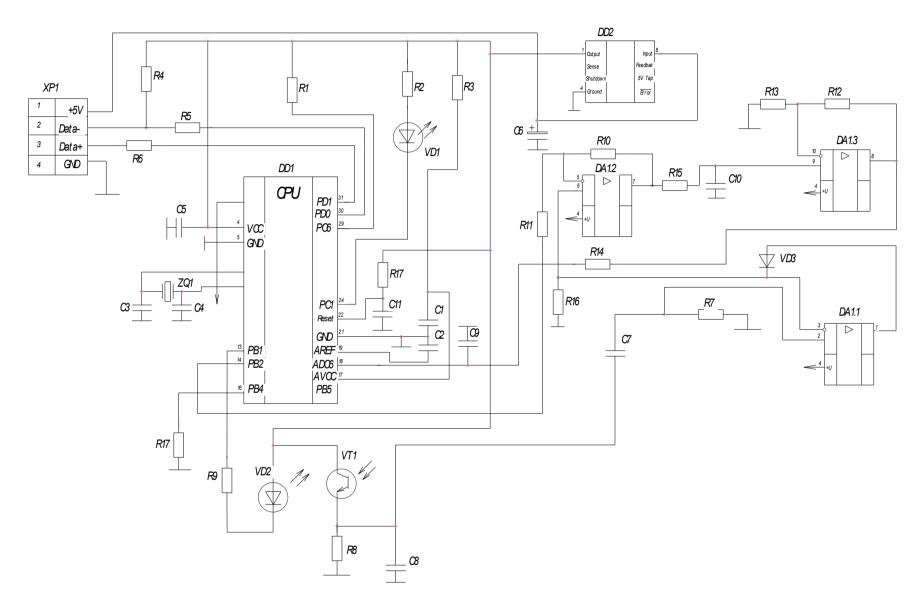


Рисунок 4.12 – Электрическая принципиальная схема комплекса «Диалаз»

Для получения требуемой мощности излучения необходимо уменьшать длительность импульса и увеличивать паузы между импульсами. Однако следует отметить, что длительность импульсов тока ограничивается быстродействием фотоприёмника. Если фотопроводимость (фототок) успевает установиться за $(3...4)\tau_{\rm d}$, то

$$t_{\rm M} \ge (3...4)\tau_{\rm op},$$
 (4.17)

где $\tau_{\rm d}$ – постоянная времени фотоприёмника.

Подбирая необходимую скважность, можно обеспечивать достаточно высокую мощность излучения, на один-два порядка превышающую номинальную мощность излучения СИД [8].

Расчёт схемы включения светодиода (например, АЛ107Б) аналогичен алгоритму, изложенному в п. 4.1.6.2. Сопротивление токозадающего резистора определяется по формуле (4.4), при этом $U=3,3\,$ В, $U_{\rm пp}=1,5\,$ В, $I_{\rm np}=25\,$ мА. В результате расчёта получаем $R9=72\,$ Ом и выбираем стандартное сопротивление $R9=68\,$ Ом.

В качестве фотоприёмного устройства в данном фотоэлектрическом датчике пульса используется фототранзистор, работающий в диодном режиме.

Кремниевые фототранзисторы предназначены для применения в качестве приёмников инфракрасного излучения в составе оптикоэлектронной аппаратуры, работающих в диапазоне длин волн от 0,5 до 1,12 мкм. Фототранзисторы содержат два *p-n*-перехода, за счёт чего достигается дополнительное усиление фотосигнала. Используемый в рассматриваемом датчике пульса фототранзистор ФТ-1К представлен на рисунке 4.13, а его основные характеристики – в таблице 4.4 [15].

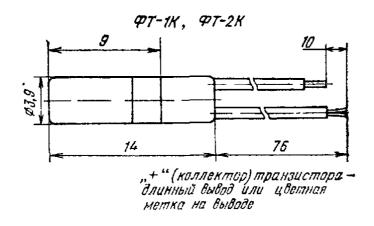


Рисунок 4.13 – Фототранзистор ФТ-1К

Для расчёта фототранзистора в фотодиодном режиме определяют максимальное сопротивление нагрузки по следующей формуле:

$$R_{\text{H max}} = \frac{U_p}{\left(S_i \cdot \Phi_{\text{max}} + I_S\right)},\tag{4.18}$$

где $U_{\rm p}$ – рабочее напряжение питания фототранзистора;

 S_i – токовая чувствительность;

 Φ_{max} – максимальный поток излучения, поступающий на фототранзистор;

 $I_{\rm S}$ – темновой ток.

Таблица 4.4 – Основные характеристики фототранзистора ФТ-1К

Параметр	Значение
Размер фоточувствительного элемента Ø, мм	1,8
$\Delta\lambda$, MKM	0,5-1,12
$\Delta \lambda_{ ext{max}}$, мкм	0,8-0,9
$U_{\mathfrak{p}}$, B	3
I_{S} , мк A	3
$S_{ m uht}$, м A /лм	0,4
τ, c	8.10^{-5}
Масса, г	0,9
Диапазон рабочих температур, °С	(-60)-(+75)

Рабочее напряжение питания фототранзистора задаётся интегральным стабилизатором напряжения и равно 3,3 В. Токовая чувствительность в данном случае составляет $1,17\cdot10^{-3}$ А/лм. Максимальный поток можно рассчитать по формуле

$$\Phi_{\text{max}} = \tau \cdot P_{\text{изл}}, \tag{4.19}$$

где $P_{\text{изл}}$ – мощность излучения светодиода, $P_{\text{изл}}$ = 10 мВт. Отсюда

$$\Phi_{\min} = 0.6 \cdot 10 \cdot 10^{-3} = 6 \cdot 10^{-3} \text{ Bt};$$

$$\Phi_{\text{max}} = 0.8 \cdot 10 \cdot 10^{-3} = 8 \cdot 10^{-3} \text{ Bt.}$$

Максимальное сопротивление нагрузки получаем:

$$R_{\text{H max}} = \frac{3.3}{(1.17 \cdot 10^{-3} \cdot 6 \cdot 10^{-3} + 3 \cdot 10^{-6})} = 4.7 \cdot 10^{3} \text{ Om.}$$

Выбираем номиналы резисторов: R8 = 4,7 кОм ± 5 % из ряда E24 типа RC0805-0.25; R9 = 68 Ом ± 5 % из ряда E24 типа RC0805-0.25 [16].

4.1.7 Подготовка к выполнению лабораторной работы

- 1) Ознакомиться с алгоритмом расчёта фотоэлектрического датчика пульса, состоящего из оптопары светодиод-фотодиод (СИД-ФД), работающей в отражённом свете. При этом особое внимание следует обратить на выбор оптопары по спектральным характеристикам.
- 2) Ознакомиться с работой электрической принципиальной схемы лабораторного модуля типового устройства ФПГ.
- 3) Ознакомиться с работой ПАК «Диалаз» для оценки реакции пациента при проведении НИЛТ; привести формулы для расчёта параметров, получаемых на основе анализа периферической ФПГ ритмоинотропного показателя (РИП) и коэффициента вегетативной регуляции (КоВР).

4.1.8 Выполнение работы

- 1) Подключить фотоэлектрический датчик пульса и блок питания к гнездам «Вход ДП» и «Вход питания» лабораторного модуля соответственно.
- 2) Подключить блок питания к электросети, включить его кноп-кой «Сеть»; подключить к электросети осциллограф С1-118А и частотомер электронно-счётный Ч3-54. В лабораторной работе для регистрации исследуемых сигналов по возможности рекомендуется использовать цифровой осциллограф (например, DSO-2090).
- 3) С помощью специальной манжеты закрепить фотоэлектрический датчик пульса в районе ногтевой фаланги пальца руки одного из участников подгруппы, оптопару (СИД-ФД) фотоэлектрического датчика пульса желательно устанавливать на мякише пальца под углом 45° друг к другу.
- 4) С помощью вращения рукоятки переменного резистора на передней панели блока питания лабораторного модуля установить оптимальное значение тока светодиода, регулируемое в диапазоне $I_{\rm np}=5...35$ мА, по качеству сигнала (максимальная амплитуда, помехоустойчивость) периферической фотоплетизмограммы, снимаемой с разъёма XS2.

- 5) Нарисовать (в случае использования цифрового осциллографа сохранить) временные диаграммы сигналов с разъёмов *XS1-XS5* с указанием соответствующих амплитуд и длительностей.
- 6) С помощью вращения манжеты с оптопарой фотоэлектрического датчика пульса вокруг пальца руки и наблюдения сигнала на разъёме XS2 сделать вывод о стабильности работы палечного датчика пульса, работающего в отражённом свете, от места установки его на пальце, степени прижатия оптопары к пальцу и другим артефактам.
- 7) Подключить к лабораторному модулю с помощью разъёма XW1 частотомер электронно-счётный Ч3-54 и с помощью блока измерения интервалов времени снять экспериментальные значения измерения периода пульса для каждого участника подгруппы. Результаты занести в таблицу 4.5.

Таблица 4.5 – Экспериментальные значения измерения частоты пульса

Участник подгруппы	Количество измерений, <i>п</i>	Период пульса T_{Π} , мс	Частота пульса ЧСС, уд./мин
1	1		
I I	10		
	1		
2	÷		
	10		
	1		
N	:		
	10		

- 8) Подключить кабель USB комплекса «Диалаз» к ПК с соответствующим установленным ПО.
- 9) Закрепить на пальце одного из участников подгруппы датчик пульса типа прищепки (ДП-3) и произвести пробную запись периферической ФПГ.
- 10) Провести у каждого участника подгруппы фотоплетизмографическое исследование адаптационного состояния организма согласно алгоритму, изложенному в методических указаниях [14]. Персональные результаты ФПГ исследования приложить к отчёту по лабораторной работе (таблица с расчётными параметрами, график периферической ФПГ и диаграмма РИП).

4.1.9 Содержание отчёта

Отчёт по экспериментальной части работы должен содержать основные формулы алгоритмов расчёта фотоэлектрических датчиков пульса в отражённом и проходящем свете; основные характеристики в виде таблицы оптопары светодиод-фотодиод, используемой в фотоэлектрическом датчике пульса лабораторного модуля (см. таблицы 4.2 электрическую принципиальную схему 4.3): лабораторного модуля (см. рисунок 4.9); временные диаграммы с разъёмов XS1-XS5 с указанием соответствующих амплитуд и длительностей; значение выбранного оптимального тока светодиода; заполненную таблицу 4.5; результаты ФПГ исследования адаптационного состояния организма; выводы по работе, характеризующие достоинства и недостатки применения устройств ФПГ в аппаратах лазерной терапии с биологической обратной связью, а также для индивидуализации физиотерапевтического воздействия.

4.2 Обработка полученных данных с помощью программного обеспечения для регистрации и обработки информации многофункционального лазерного диагностического комплекса

4.2.1 Цель работы

Углубление теоретических знаний в области неинвазивной спектрофотометрической диагностики; приобретение практических навыков обработки полученных данных на многофункциональном лазерном диагностическом комплексе «ЛАКК-М» с помощью специализированного программного обеспечения.

4.2.2 Содержание работы

Работа с полученными ранее данными в специализированной программе многофункционального лазерного диагностического комплекса «ЛАКК-М».

4.2.3 Экспериментальное оборудование

ПК с установленным программным обеспечением для регистрации и обработки информации многофункционального лазерного диагностического комплекса «ЛАКК-М» (версия 3.0.2.334 и выше).

4.2.4 Подготовка к работе

Самостоятельная подготовка студентов к выполнению лабораторной работы осуществляется по следующим темам раздела «Биомедицинская оптическая диагностика»:

- биомедицинская оптическая диагностика [17];
- лазерная доплеровская флоуметрия [18];
- обработка биомедицинских сигналов [19].

4.2.5 Вопросы для самопроверки

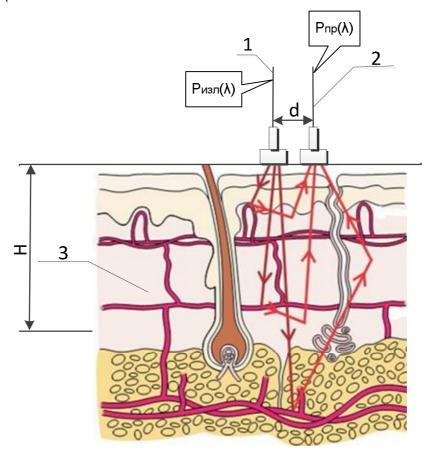
- 1) Сформулируйте физический принцип, заложенный в основу метода лазерной доплеровской флоуметрии.
- 2) Перечислите основные методы регистрации доплеровского сдвига оптического излучения.
 - 3) Какие факторы влияют на формирование ЛДФ-сигнала?
- 4) В чем заключается диагностическое значение ритмов колебаний кровотока в микроциркуляторном русле?
- 5) Перечислите основные этапы диагностики функционального состояния микроциркуляции крови методом ЛДФ.
- 6) Каковы особенности применения функциональных проб (нагрузочных тестов) в методе ЛДФ?
- 7) Поясните основы методологии и конструктивные особенности многофункциональных лазерных неинвазивных диагностических комплексов (МЛНДК).

4.2.6 Теоретическая часть работы

4.2.6.1 Основы лазерной доплеровской флоуметрии

Лазерная доплеровская флоуметрия — метод неинвазивной медицинской оптической диагностики, который базируется на зондировании in vivo эпителиальных тканей живого биологического объекта (БО) низкоинтенсивным лазерным излучением определенной длины волны λ_0 (например $\lambda_0 = 800$ нм) с последующей регистрацией обратно рассеянного от БО излучения и определением динамических параметров микроциркуляции крови, таких как перфузия тканей кровью и частотные ритмы микроциркуляции, по доплеровскому сдвигу частоты излучения лазера при рассеянии этого излучения на движущихся форменных элементах крови (ФЭК). Этот сдвиг частоты содержится в регистрируемом обратно рассеянном излучении от БО и зависит от скорости движения рассеивающих свет ФЭК, главным

образом эритроцитов. На рисунке 4.14 схематично представлена дерма и её архитектоника — типовой биологический объект исследования методом ЛДФ.



1 — зондирующее волокно; 2 — приёмное волокно; 3 — биоткань (дерма); H — толщина зондируемого слоя; d — база измерений.

Рисунок 4.14 — Типовой биологический объект исследования методом ЛДФ

Результат измерений в ЛДФ – индекс микроциркуляции крови (I_m) , измеряемый в условных перфузионных единицах (пф. ед.). Он определяется по следующей формуле [18]:

$$I_m(t) \approx K_1 \cdot N(t) \cdot V(t), \tag{4.20}$$

где $I_m(t)$ – мгновенное значение показателя микроциркуляции крови как функция времени;

 K_1 – коэффициент пропорциональности;

N(t) — мгновенное значение количества рассеивающих Φ ЭК в зондируемом объёме ткани;

V(t) — средняя скорость движения ФЭК в зондируемом объёме ткани, усреднённая в момент времени t по сосудам разной иерархии с различной скоростью кровотока (капилляры, артериолы, венулы и пр.);

t — текущее время.

Физически же индекс I_m определяется в приборах ЛДФ путём регистрации мощности переменной составляющей сигнала P(t) с фотоприёмника, которая формируется за счёт биений сигналов с опорной и сдвинутой за счёт эффекта Доплера частотами в полосе частот 1 Γ ц – 24 к Γ ц (при типовых скоростях ФЭК до 10 мм/с). Это может быть описано уравнением

$$I_m(t) \approx K_2 \cdot P(t), \tag{4.21}$$

где K_2 — калибровочный (приборный) коэффициент, причём $K_2 \neq K_1$. Иногда переменную составляющую P(t) нормируют на постоянную составляющую сигнала [20]:

$$I_m(t) \approx K_3 \cdot \frac{P(t)}{DC^2},\tag{4.22}$$

где $K_3 = K_2 \cdot DC^2$;

DC – постоянная составляющая сигнала с фотоприёмника.

Однако физическая суть $I_m(t)$ от этого не меняется.

При практической реализации метода ЛДФ $I_m(t)$ непрерывно регистрируется в течение времени исследований, и диагностика состояния микроциркуляции крови основывается на анализе графической записи изменений амплитуды $I_m(t)$, которая называется ЛДФ-граммой. ЛДФ-грамма имеет постоянную и переменную от времени составляющие (рисунок 4.15).

Постоянная составляющая — это средняя перфузия крови в микроциркуляторном русле за выбранный временной интервал анализа. Переменная же составляющая ЛДФ-граммы обусловлена физиологическими факторами, регулирующими поток крови в микроциркуляторном русле, т.е. отражает изменения N(t) и V(t) во времени в зависимости от суммарного действия нейрогенных, миогенных, эндотелиальных и других факторов регуляции микрогемодинамики. Она отражает частотные ритмы регуляции процессов микроциркуляции в диапазоне частот 0,01–2 Γ ц.

И та, и другая составляющие важны для медицинской интерпретации результатов диагностики. Они позволяют врачу оценивать параметры кровоснабжения клеточных тканей, обнаруживать и исследовать ритмические процессы комплексной физиологической регуляции параметров микрогемодинамики (сосудистые ритмы в системе микроциркуляции крови, дыхательные ритмы и пр.), делать выводы о функциональном состоянии микрососудистого русла системы микроциркуляции крови и т.д.

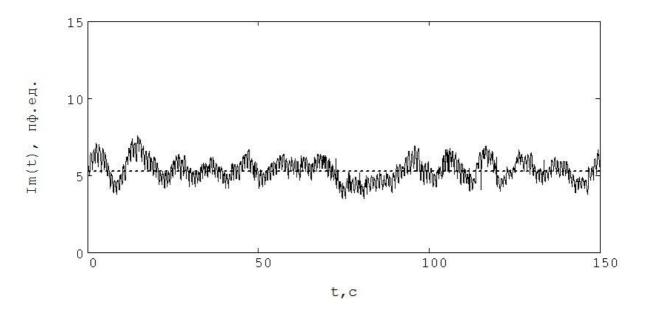


Рисунок 4.15 – Типичный вид ЛДФ-граммы

Поэтому в последнее время метод ЛДФ находит все большее применение и в клинической практике, и в перспективных медико-биологических научных исследованиях.

4.2.6.2 Методология и конструктивные особенности многофункциональных лазерных неинвазивных диагностических комплексов

Наиболее многообещающим направлением развития лазерного диагностического приборостроения является создание многофункциональных (универсальных) лазерных неинвазивных диагностических комплексов (МЛНДК), сочетанно реализующих на едином оборудовании разные методы НМС: флуоресцентную диагностику, абсорбционную спектроскопию, лазерную доплеровскую флоуметрию и т.п. [21, 22]. Это позволяет врачам не просто получать арифметическую сумму диагностической информации, которую можно было бы

собрать каждым отдельным методом, а проводить достаточно многоплановые функциональные обследования пациента, направленные на выявление тонких индивидуальных особенностей в кровоснабжении и метаболизме тканей с использованием одновременных и совокупных диагностических данных по разным диагностическим методикам и каналам [23].

Одним из первых МЛНДК, в полной мере реализующих идеологию проведения сочетанных диагностических исследований методами НМС на одном оборудовании, является отечественный многофункциональный лазерный диагностический комплекс «ЛАКК-М» (НПП «ЛАЗМА», г. Москва) [24].

Технические характеристики и порядок работы на многофункциональном лазерном диагностическом комплексе «ЛАКК-М» (рисунок 4.16) изложены в паспорте и инструкции по эксплуатации соответственно.



Рисунок 4.16 — Внешний вид многофункционального лазерного диагностического комплекса «ЛАКК-М»

Многофункциональный лазерный диагностический комплекс «ЛАКК-М» работает следующим образом (рисунок 4.17) [24].

Синхронизатор 6 включает источники 7 в режиме, когда один источник работает непрерывно, а остальные — поочередно, и формирует двоичный код работающего в каждый момент времени источника излучения, передавая его в устройство сбора и трансляции данных 19. Излучение источников через систему транспортировки 2 поступает

к биологической ткани 3, а вторичное излучение от биологической ткани — в оптико-электронную систему регистрации вторичного оптического излучения 4.

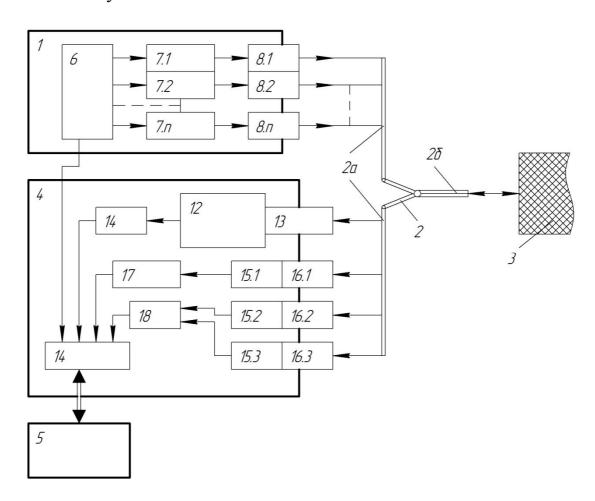


Рисунок 4.17 — Структурная схема многофункционального лазерного диагностического комплекса «ЛАКК-М»

Для формирования данных для метода спектроскопии и лазерной флуоресцентной диагностики часть зарегистрированного вторичного излучения поступает через ахроматический коллиматор 13, формирующий от оптического волокна 2.9 (рисунок 4.18) параллельный пучок света, в полихроматор 12, где вогнутой дифракционной решеткой разлагается в спектр, и весь спектр далее регистрируется стандартным образом линейкой фотоприёмников на основе, например, ПЗС-структур. Электрические сигналы с ПЗС-фотоприёмника затем усиливаются блоком 14, фильтруются и с привязкой зарегистрированной плотности мощности излучения к длине волны света в диапазоне 300–1000 нм передаются в устройство 19.

Данные для метода абсорбционной спектрофотометрии и спектрофотометрии рассеяния (оптическая тканевая оксиметрия) форми-

руются с помощью оптического волокна 2.7, фотоприёмника 15.1 и блока 17. При этом для трёх разных источников излучения, с разными длинами волн первичного (зондирующего) излучения, подключенных к оптическим волокнам 2.1–2.3 (или 2.3–2.5), регистрация вторичного оптического излучения от биоткани оптическим волокном 2.7 будет происходить на разных расстояниях от точки освещения биоткани, что полностью позволяет аппаратно реализовать метод спектрофотометрии в части определения всех рассеивающих и поглощающих свойств биоткани, а также все вычислительные алгоритмы.

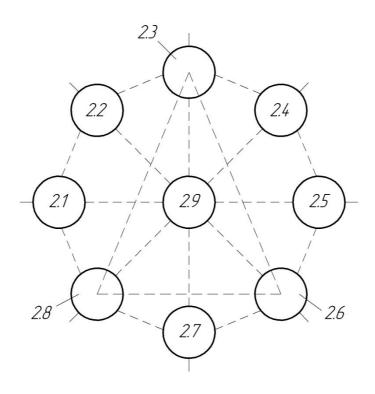


Рисунок 4.18 — Схема размещения волокон в рабочей части системы транспортировки излучения

Причём поочередная работа всех источников излучения, за исключением одного, с одним пустым циклом, когда все они оказываются выключенными, позволяет для регистрации вторичного оптического излучения от биоткани в этом методе использовать лишь один фотоприёмник.

Сигнал доплеровского спектра (метод лазерной доплеровской флоуметрии) в предлагаемой конструкции диагностического комплекса непрерывно и аппаратно регистрируется (формируется) при непрерывной работе одного из источников излучения с помощью приёмных оптических волокон 2.6 и 2.8, фотоприёмников 15.2—15.3

и разностного блока 18. Одинаковые расстояния приёмных волокон 2.6 и 2.8 от оптического волокна 2.3 с первичным зондирующим излучением позволяют сразу разностным методом аппаратно выделять несинхронные колебания в сигналах, вызванные рассеянием света на подвижных элементах среды (форменных элементах крови) и доплеровским сдвигом первичного спектра излучения.

Конструкция разностного блока формирования доплеровского сигнала 18 представляет из себя электронную схему (рисунок 4.19), содержащую два фильтра переменного сигнала 20.1 и 20.2, выделяющие сигналы в полосе доплеровского сдвига частот на движущихся форменных элементах крови ($100~\Gamma \mu - 20~\kappa \Gamma \mu$), два делителя напряжения 21.1 и 21.2 и собственно схему формирования разности двух сигналов 22.

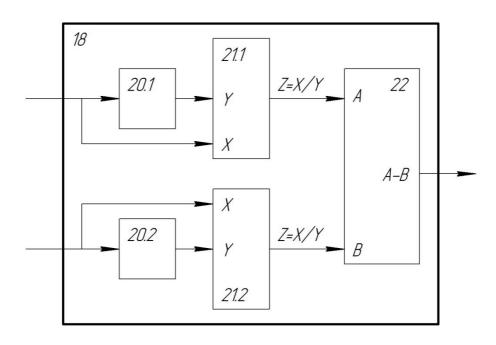


Рисунок 4.19 — Структурная схема разностного блока формирования доплеровского сигнала

При этом выход каждого из двух фотоприёмников 15.2 и 15.3, подключенных к её входу, внутри неё подключен сначала к соответствующему фильтру переменного сигнала 20 и одновременно к X-входу делителя напряжения 21, к другому Y-входу которого подключен выход этого же фильтра переменного сигнала, а выходы делителей, каждый из которых формирует отношение Z = Y/X, подсоединены уже далее ко входам схемы формирования разности двух сигналов 22. Это позволяет часть функций по формированию и обработке наиболее сложного доплеровского сигнала возложить на аппа-

ратные средства устройства, существенно освобождая вычислительные ресурсы блока 5 для более высокоуровневой обработки данных, т.е. это конструктивное решение увеличивает быстродействие всей системы в целом и придаёт ей свойства системы реального времени.

Окончательный сбор, формирование и перевод сигналов с привязкой к длинам волн работающих источников излучения в форму стандартных компьютерных сигналов осуществляется в устройстве 19 системы 4. Использование в качестве устройства 19 современных стандартных микропроцессорных контроллеров позволяет формировать практически любые компьютерные сигналы, в том числе и для протокола обмена данными через стандартный порт USB, что ещё более увеличивает быстродействие и пропускную способность всего комплекса в целом.

Окончательная обработка данных в форме компьютерных сигналов происходит в блоке обработки результатов диагностики *5* по известным программам и алгоритмам.

4.2.7 Подготовка к выполнению лабораторной работы

- 1) Ознакомиться с руководством по эксплуатации многофункционального лазерного диагностического комплекса «ЛАКК-М» (ИАБЖ 9442.004.00 РЭ).
- 2) Получить у преподавателя зарегистрированные на комплексе «ЛАКК-М» данные для ЛДФ-грамм (три файла с расширением *.lkk) базовый и нагрузочные тесты (окклюзионная и дыхательная пробы).

4.2.8 Выполнение работы

- 1) Открыть в ПК программу для регистрации и обработки информации лазерного многофункционального комплекса «ЛАКК-М» (версия 3.0.2.334 или выше).
- 2) Создать виртуального пациента и новое обследование, используя соответствующие вкладки в программе.
- 3) Во вкладке «Обследование», используя опцию «Импорт из LKK», загрузить полученные у преподавателя файлы, в разделе «Тип обследования» указать соответственно «Базовый тест» или «Нагрузочный тест» (окклюзионная или дыхательная проба).
- 4) Установив метку на соответствующее обследование (базовый или соответствующий нагрузочный тест) в разделе «Обследования», нажать кнопку «Загрузить», после чего появится окно «ЛДФ» с соответствующими вкладками «Исходные данные», «Спектры», «Пробы», «Нелинейная динамика», «3D вейвлет-коэффициенты», «LKK файл».

- 5) Во вкладке «Исходные данные», используя соответствующие кнопки («Добавить фрагмент», «Добавить маркер», «Удалить маркер»), выделить из полученного базового теста ЛДФ-граммы фрагмент (1-2 мин).
- 6) Для каждого из трёх полученных обследований, а также для выделенного фрагмента поочерёдно воспользоваться всеми вкладками, где необходимо нажимать на соответствующие кнопки «Рассчитать» («Спектры», «Нелинейная динамика», «3D вейвлет-коэффициенты»).
- 7) Во вкладке «Пробы» в зависимости от вида нагрузочного теста (окклюзионная или дыхательная проба) воспользоваться соответствующей закладкой («Окклюзионная» или «С задержкой дыхания»).
- 8) Произвести расчёт каждого нагрузочного теста согласно руководству по эксплуатации (с. 29–31).

Для окклюзионного теста рассчитать следующие параметры (воспользоваться кнопкой «Подсказка»): резерв капиллярного кровотока (РКК), среднюю перфузию на участке биологического нуля, время снижения перфузии на половину от максимального значения при артериальной гиперемии — T1/2, угол наклона повышения перфузии после снятия давления пережатия — Альфа, $M_{\rm ucx}$ и $M_{\rm восст}$. Изучив соответствующие разделы в теоретической части работы [18, 25], сделать выводы о типе микроциркуляции крови (гиперемический, нормальный, спастический) у обследуемого пациента.

Для дыхательной пробы рассчитать индекс дыхательной пробы (ИДП).

Рассчитанные значения и выводы о типе микроциркуляции крови занести в отчёт по лабораторной работе.

- 9) С помощью вкладки «Нелинейная динамика» оценить базовый тест и выделенный фрагмент как нелинейные динамические процессы. Сравнить полученные фрактальные размерности с помощью показателя Хаусдорфа (D_0), показателя Хёрста (R/S), относительной энтропии ЛДФ-сигнала (H_0) и энтропии-информации (H_i), а также построенных фазовых портретов и их количественных характеристик с помощью корреляционной размерности (D_2) и её нормированного значения на среднеквадратическое отклонение (D_{2H}).
- 10) Во вкладке «3D вейвлет-коэффициенты» с помощью закладок «Разрезы по T_i (по времени)», «Разрезы по F_i (по частоте)»

и «3D» просмотреть исследуемые базовый и нагрузочные тесты, а также выделенный фрагмент в виде частотного спектра, диаграммы сигнала и в 3D.

- 11) Для базового теста, выставив соответствующие разрезы по времени (например, после двух минут от начала времени регистрации ЛДФ-граммы) и по частоте (например, 0,178 Гц, соответствующей холинергической активности при регуляции), сделать распечатку результатов анализа временного изменения холинергической активности регуляции, воспользовавшись кнопкой «Печать» главной панели и сохранив данный протокол в формате *.qrp. Распечатанный протокол исследования приложить к отчёту по лабораторной работе.
- 12) Рассчитанные показатели для базового и нагрузочных тестов с вкладок «Исходные данные», «Спектры» и «Нелинейная динамика» выгрузить в формате Excel, воспользовавшись в верхнем меню пунктом «Обследование» и опцией «Экспорт данных в Excel».
- 13) Во вкладке «LKK файл» открыть любой из полученных lkk файлов, воспользовавшись кнопкой «Импортировать данные из *.lkk файла».

4.2.9 Содержание отчёта

Отчёт по лабораторной работе должен содержать скриншоты (копии экрана):

- полученных ЛДФ-грамм (базовый и нагрузочные тесты);
- выделенного фрагмента;
- вкладки «Спектры» для базового и нагрузочных тестов;
- нагрузочных тестов с расставленными метками для расчёта соответствующих параметров тестов;
- рассчитанного фазового портрета во вкладке «Нелинейная динамика»;
 - сигнала в 3D.

Кроме того, отчёт должен включать выводы о типе микроциркуляции крови (по окклюзионному тесту), протокол исследования временного изменения холинергической активности регуляции, рассчитанные показатели для базового и нагрузочных тестов с вкладок «Исходные данные», «Спектры», «Нелинейная динамика», а также выводы по работе, в которых необходимо проанализировать вклад активных и пассивных факторов в частотные ритмы микроциркуляции крови в исследованных ЛДФ-граммах.

4.3 Исследование параметров накачки полупроводникового инжекционного лазерного излучателя для низкоинтенсивной лазерной терапии

4.3.1 Цель работы

Углубление теоретических знаний в области проектирования и ремонта лазерных терапевтических аппаратов и устройств; приобретение практических навыков экспериментального определения параметров накачки полупроводниковых инжекционных лазерных излучателей.

4.3.2 Содержание работы

Экспериментальные исследования параметров накачки полупроводникового инжекционного лазерного излучателя.

4.3.3 Экспериментальное оборудование

Полупроводниковый инжекционный лазерный излучатель ЛПИ-120; лабораторный модуль, включающий блок питания, блок встроенного генератора импульсов и блок со схемой накачки лазерного излучателя; частотомер электронно-счётный Ч3-54; генератор сигналов низкочастотный Г3-112/1; измеритель мощности лазерного излучения «МУСТАНГ-СТАНДАРТ»; осциллограф С1-118А.

4.3.4 Подготовка к работе

Самостоятельная подготовка студентов к выполнению лабораторной работы осуществляется по следующим разделам:

- физические основы работы лазеров [2, 3, 9];
- параметры накачки полупроводниковых инжекционных лазерных излучателей [2, 9, 26];
 - аналоговая и цифровая элементные базы [27].

4.3.5 Вопросы для самопроверки

- 1) Сформулируйте физический принцип, заложенный в основу процесса лазерного излучения.
 - 2) Каковы главные свойства лазерного излучения?
- 3) Укажите основные типы лазеров по виду лазерной активной среды.
- 4) Перечислите режимы работы полупроводниковых инжекционных лазерных излучателей.

- 5) Приведите основные параметры накачки полупроводниковых инжекционных лазерных излучателей импульсного режима работы.
- 6) С помощью каких параметров накачки регулируется средняя мощность при импульсном режиме работы?
- 7) Чем контролируется лазерное излучение в лазерных терапевтических аппаратах?
- 8) Какие меры безопасности необходимо соблюдать при работе с лазерным излучением?

4.3.6 Теоретическая часть работы

Полупроводниковые инжекционные лазерные излучатели импульсного режима работы ЛПИ-101(102), ЛПИ-108, ЛПИ-120(121) на арсениде галлия (GaAs) (производство ЗАО «Восход» - Калужский радиоламповый завод) широко используются в следующих АЛТ: «УЗОР-N», «УЗОР-А-2К», «УСПЕХ-М» (производство 3AO «Восход» – КРЛЗ), «УЗОР-2К-Пачка», «УЛАН-БЛ-20», «УЛЕЙ-2К» ЗАО «Калужский медико-технический (производство центр»), «БИНОМ-М» (производство ООО ПКП «Бином», г. Калуга), модификациях серии «РИКТА» (производство некоторых ЗАО «МИЛТА – ПКП ГИТ», г. Москва), «МИЛТА-Ф» (ЗАО «НПО космического приборостроения», г. Москва), а также в матричблоках-излучателях УБИ-01, УБИ-02, УБИ-03 (КМТЛЦ), БИ-1, БИ-2, БИК-01, БИК-01, БИК-11, БИК-12 («Бином») и многих других (рисунок 4.20).



Рисунок 4.20 — Внешний вид АЛТ «УЗОР-А-2К» (*a*) и матричного блока излучения магнитолазерного аппарата «УСПЕХ» (б)

Столь широкое использование вышеперечисленных типов лазерных излучателей обусловлено импульсным режимом работы (доминирующим в современных АЛТ), наличием встроенного генератора импульсов тока (позволяющего существенно упростить схему накачки) и повышенной мощностью излучения. В данной лабораторной работе исследование схемы накачки полупроводникового инжекционного лазерного излучателя производится на примере ЛПИ-120.

Полупроводниковый инжекционный многомодовый лазер импульсного режима работы ЛПИ-120 (рисунок 4.21) имеет герметичный корпус со встроенным лазерным диодом и генератором импульсов тока. Частота излучения определяется внешним генератором и изменяется в широком диапазоне. Излучатель относится ко 2-му классу безопасности (ГОСТ 12.1.040-83). Диаметр – 17 мм, масса – 20 г.

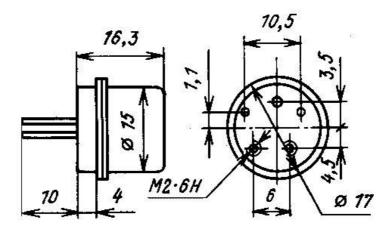


Рисунок 4.21 – Габаритный чертеж ЛПИ-101 (102), ЛПИ-120 (121)

Электрические параметры и параметры излучения ЛПИ-108, ЛПИ-120, ЛПИ-121 представлены в таблице 4.6.

Таблица 4.6 – Электрические параметры и параметры излучения ЛПИ-108, ЛПИ-120, ЛПИ-121

Наименование параметра,	Тип лазера			
единица измерения	ЛПИ-108	ЛПИ-120	ЛПИ-121	
1	2	3	4	
Длина волны излучения λ, нм	880±30	875±25	875±25	
Средняя мощность импульса				
лазерного излучения* $P_{\text{имп}}$, Вт,				
не менее	8*	15*	6**	
Нестабильность амплитуды импульса				
лазерного излучения относительно				
среднего значения δA , %, не более	10	10	10	

Продолжение таблицы 4.6

продолжение гаолицы 4.0			
1	2	3	4
Длительность световых импульсов			
(по уровню 0,5) $\tau_{_{\rm ИМП}}$, нс, не менее	60	50-150	60-200
Длительность импульса запуска			
(по уровню 0,5) $\tau_{3a\pi}$, нс	500±150	1000±100	1000±100
Длительность фронта импульса			
запуска (по уровню 0,1-0,9) τ_{φ} , нс	50	75	75
Частота повторения импульсов лазерного излучения f , к Γ ц	12±0,1	не более 3	12±0,1
Ток потребления $I_{\mathrm{\PiOT}}$, мА, не более	100	150	от 30 до 120
Ток фотодиода (среднее значение			
на частоте 12 кГц) I_{Φ} , мА, не менее	0,1	_	_
Напряжение питания $U_{\text{пит}}$, B, номинальное	20±0,1	24±0,1	18±0,1
Амплитуда импульсов запуска			
U_{3an} , В	15±0,1	20±0,5	15±0,1
Диапазон рабочих температур Θ , °C	от -10 до 40	от -60 до 60	от -60 до 60
Минимальная наработка $T_{\rm H}$, ч	200	150	50
Срок сохраняемости $T_{\mathbf{c}}$, лет	15	15	15
* – в полном угле;			

в полном угле;

Типовые зависимости мощности излучения в импульсе и длительности светового сигнала и времени задержки от температуры для излучателя ЛПИ-120 представлены на рисунке 4.22.

Электрическая принципиальная схема накачки ЛПИ-120, использующаяся в лабораторном модуле данной работы (рисунок 4.23), действует следующим образом.

Импульсы со встроенного генератора импульсов ($f = 300-3000 \, \Gamma$ ц) или внешнего генератора низкочастотных сигналов Г3-112/1 запускают одновибратор DD1, который выдаёт на инвертирующем выходе 1 импульсы с длительностью, зависящей от значений параметров RC-цепи (R1, R2, C1). Далее импульсы поступают на ускоряющую цепочку C2R3 и управляют электронным ключом VT1. Ключ коммутирует на вход эмиттерного повторителя VT2 нап-

^{** –} в конусе с углом при вершине 40 град.

ряжение 20 В. С выхода эмиттерного повторителя через ключ SA1.2 сформированный импульс запуска поступает на лазерный излучатель ЛПИ-120.

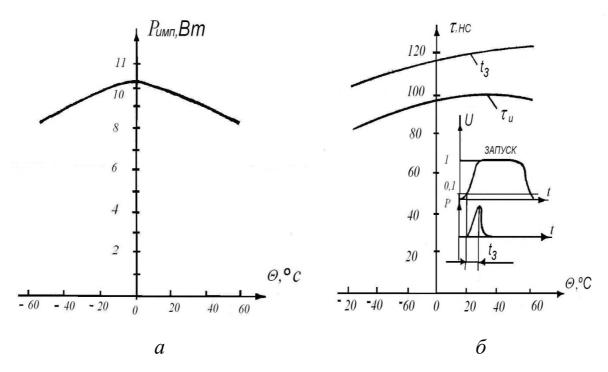


Рисунок 4.22 — Типовые зависимости мощности излучения в импульсе (*a*), длительности светового сигнала и времени задержки (δ) от температуры для излучателя ЛПИ-120

4.3.7 Подготовка к выполнению лабораторной работы

- 1) Ознакомиться с типовыми электрическими параметрами и параметрами излучения полупроводникового инжекционного лазерного излучателя ЛПИ-120. При этом особое внимание следует обратить на изучение параметров накачки (длительность, частота и амплитуда импульсов запуска), исследуемых в лабораторной работе.
- 2) Ознакомиться с работой электрической функциональной схемы накачки ЛПИ-120, с работой одновибратора, собранного на одноканальном ждущем мультивибраторе К155АГ1.
- 3) По согласованию с преподавателем в случае выбора режима работы от внешнего генератора подключить к лабораторному модулю с помощью разъёма XW1 («Контроль частоты генератора импульсов») генератор низкочастотных сигналов $\Gamma3-112/1$ и установить переключатель SA2 («Генератор») в положение «выкл.» (отключить встроенный генератор импульсов) или установить переключатель SA2 в положение «вкл.» (включить встроенный генератор импульсов) в случае выбора режима работы от встроенного генератора.

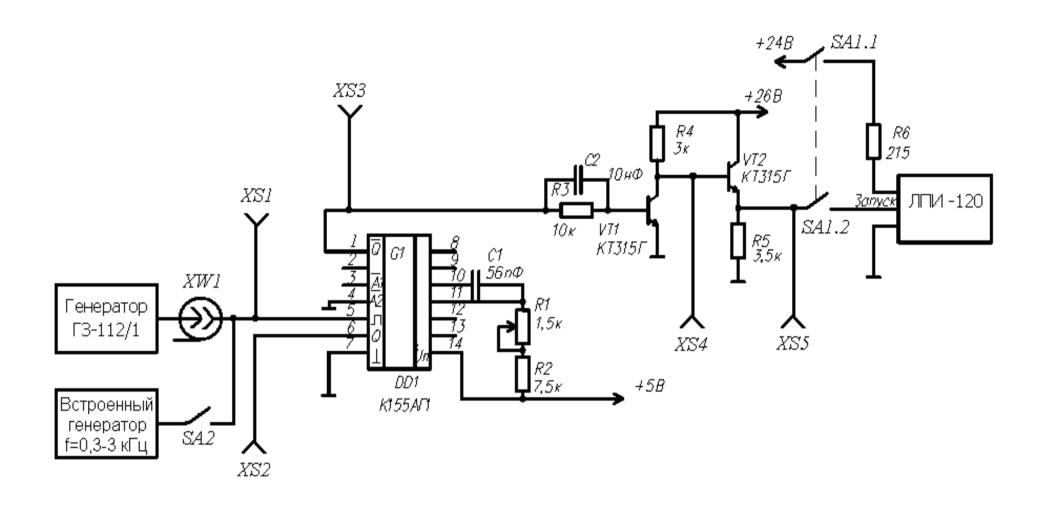


Рисунок 4.23 – Электрическая принципиальная схема накачки ЛПИ-120 лабораторного модуля

- 4) В случае режима работы от встроенного генератора подключить к лабораторному модулю с помощью разъёма *XW*1 частотомер электронно-счётный Ч3-54 для контроля подачи частоты импульсов.
- 5) Установить на лабораторном модуле рукоятки регулировок длительности импульсов запуска и частоты генератора импульсов в крайнее левое положение.
 - 6) Установить переключатель SA1 («Лазер») в положение «выкл.».
- 7) Получить у преподавателя лазерный излучатель ЛПИ-120 и подключить его к гнезду «Вход лазера ЛПИ-120».

Категорически запрещается включать без преподавателя лазерный излучатель (устанавливать переключатель SA1 в положение «вкл.»)!

4.3.8 Выполнение работы

- 1) Включить лабораторный модуль с помощью переключателя «вкл.» («Сеть»), при этом светодиод «Индикатор питания» должен загореться красным светом; включить осциллограф С1-118А.
- 2) Подключить коаксиальный кабель с двумя щупами к осциллографу С1-118А.
- 3) Один из щупов коаксиального кабеля установить в гнездо «—», а другой щуп подключить поочередно к разъёмам XS1—XS5 и зарисовать соответствующие временные диаграммы (эпюры напряжений с указанием соответствующих амплитуд и длительностей) работы схемы накачки ЛПИ-120.
- 4) Рассчитать значения резистора R_{τ} (при фиксированном значении конденсатора $C1=56~\text{п}\Phi$) для заданного диапазона длительности импульса запуска $\tau_{\text{зап}}$ (см. таблицу 4.6) с помощью формулы для расчёта длительности выходного импульса одновибратора DD1:

$$\tau_{3a\Pi} = C_{\tau} R_{\tau} \ln 2 = 0.7 C_{\tau} R_{\tau}, \tag{4.23}$$

где $C_{\tau} = C1 = 56 \text{ п}\Phi;$

$$R_{\tau} = R1 + R2$$
.

5) Рассчитать значения переменного резистора R1 для значений длительности импульса запуска $\tau_{\rm 3an}$ от рекомендованного в таблице 4.7 значения 300 нс до 1000 нс с шагом 100 нс.

6) Занести значения, рассчитанные по пп. 4–5, в таблицу 4.7.

Таблица 4.7 – Рассчитанные значения В	R_{τ} и $R1$
---------------------------------------	-------------------

Значение <i>R</i> , кОм	Длительность импульса запуска $\tau_{\text{зап}}$, не				
	300	400	•••	900	1000
$R_{ au}$					
<i>R</i> 1					

- 7) Получить у преподавателя измеритель мощности лазерного излучения «МУСТАНГ-СТАНДАРТ», кратко ознакомиться с руководством по его эксплуатации.
- 8) Подключить фотоприёмник для измерения импульсной мощности к измерительному блоку измерителя мощности лазерного излучения «МУСТАНГ-СТАНДАРТ», нажать кнопку включения и кнопку выбора фотоприёмника импульсной мощности.
- 9) В присутствии преподавателя включить лазерный излучатель ЛПИ-120, установив переключатель SA1 в положение «вкл.».

Категорически запрещается направлять лазерный излучатель в глаза!

10) Путём вращения рукоятки переменного резистора R1 («Регулировка длительности импульсов запуска») и осциллографа C1-118A (щуп в разъёме XS5) установить с помощью измерителя мощности лазерного излучения (по параметру максимальной импульсной мощности) минимальный порог срабатывания (накачки) ЛПИ-120 по длительности импульса запуска $\tau_{\text{зап}}(\text{min})$.

Лазерный излучатель необходимо плотно совместить с окном фотоприёмника импульсной мощности.

11) Рассчитать значение средней мощности излучения при заданных параметрах излучения ($P_{\text{имп}}$, $\tau_{\text{имп}}$) (см. таблицу 4.6) для $f_1=300$ Гц и $f_2=3000$ Гц по формуле

$$P_{\rm cp} = P_{\rm имп} \cdot f \cdot \tau_{\rm имп}. \tag{4.24}$$

12) Измерить с помощью измерителя мощности лазерного излучения среднюю мощность излучения на указанных в п. 11 частотах (при $\tau_{\text{зап}} = 550$ нс, т.е. рукоятка «Регулировка длительности импульсов запуска» в крайнем правом положении), подключив к измерительному блоку фотоприёмник для измерения средней мощности и нажав кнопку выбора фотоприёмника средней мощности.

13) Занести расчётные значения $P_{\rm cp}$, полученные по формуле (4.24) и при измерении в п. 12, в таблицу 4.8.

Таблица 4.8 – Значения средней мощности излучения

Значение f , Γ ц	Значение средней мощности $P_{ m cp}$, мВт		
	расчётное	измеренное	
300			
3000			

4.3.9 Содержание отчёта

Отчёт по экспериментальной части работы должен содержать параметры накачки ЛПИ-120 (см. таблицу 4.6); рисунки 4.20–4.21; таблицу 4.7; временные диаграммы с разъёмов XS1-XS5 с указанием соответствующих амплитуд и длительностей; значение минимального порога срабатывания (накачки) ЛПИ-120 по длительности импульса запуска τ_{3an} (min); таблицу 4.8 с расчётными и измеренными значениями средней мощности излучения при заданных параметрах запуска и частотах, а также выводы по работе, характеризующие основные достоинства и недостатки лазерных полупроводниковых излучателей с точки зрения их применения в лазерной терапевтической аппаратуре.

4.4 Исследование метрологических характеристик лазерных терапевтических аппаратов с помощью измерителей мощности лазерного излучения

4.4.1 Цель работы

Углубление теоретических знаний в области проектирования и ремонта лазерных терапевтических аппаратов и устройств; приобретение практических навыков экспериментального определения метрологических характеристик лазерных терапевтических аппаратов с помощью измерителей мощности лазерного излучения.

4.4.2 Содержание работы

Экспериментальные исследования метрологических характеристик лазерных терапевтических аппаратов с помощью измерителей мощности лазерного излучения.

4.4.3 Экспериментальное оборудование

Лазерные терапевтические аппараты «УЛАН-БЛ-20», «РИКТА-05-БИО», «МИЛТА-Ф-8-01» , «КРЕОЛКА-М»; измерители мощности лазерного излучения «МУСТАНГ-СТАНДАРТ» и РБК 7.101.

4.4.4 Подготовка к работе

Самостоятельная подготовка студентов к выполнению лабораторной работы осуществляется по следующим разделам:

- особенности лазерной терапевтической аппаратуры как объекта метрологического обеспечения [2, 9, 28];
- основные технические решения метрологического обеспечения лазерной терапевтической аппаратуры [2, 9, 28];
- основная специфика метрологического обеспечения лазерной терапевтической аппаратуры [2, 9, 28].

4.4.5 Вопросы для самопроверки

- 1) Перечислите особенности лазерной терапевтической аппаратуры как объекта метрологического обеспечения.
- 2) Укажите некоторые аспекты основных технических решений метрологического обеспечения лазерной терапевтической аппаратуры.
- 3) Опишите назначение, особенности и область применения основных средств контроля лазерного излучения (фотометр, дозиметр, индикатор).
- 4) В чём заключается специфика метрологического обеспечения лазерной терапевтической аппаратуры?
 - 5) В чём состоит операция калибровки встроенного фотометра?
- 6) Перечислите основные параметры лазерного излучения, контролируемые в лазерной терапевтической аппаратуре.
- 7) Приведите примеры контрольно-измерительных приборов для лазерных терапевтических аппаратов, серийно выпускаемых в нашей стране.

4.4.6 Теоретическая часть

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

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

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

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

Вследствие большой расходимости и специфической диаграммы направленности излучение головки происходит в достаточно большом телесном угле (до 60° и более). Для измерения всей мощности таких излучателей в технике применяют приборы с полостными приёмниками или полостными приёмными головками, в частности на основе фотометрического шара (ФМШ), обеспечивающего перехват излучения в очень большом (до 180°) телесном угле. Однако габаритные размеры ФМШ, более сложные по сравнению с простейшими фотометрами системы регистрации, не позволяют применять их в конструкции АЛТ. Как правило, в АЛТ используются фотометры на основе полупроводниковых фотоприёмников с плоской поверхностью и ограниченной угловой апертурой. Это приводит к тому, что при измерении в фотометр попадает только часть излучения, ограни-

ченная апертурой фотоприёмника. Кроме того, происходит значительное переотражение падающего под большим углом от поверхности фотоприёмника излучения. Вследствие этого результаты измерения мощности оказываются заниженными [28].

Такой же результат получается и при калибровке АЛТ, если в качестве средства измерения не используется ФМШ. Поэтому основную метрологическую «нагрузку», связанную с обеспечением достоверности и единства измерений мощности оптического излучения, переносят на специализированную контрольно-измерительную и поверочную аппаратуру, находящуюся в специализированных метрологических подразделениях или центрах. Такой подход сужает требования к фотометрам лазерных медицинских аппаратов и квалификационные требования к работающему с ними персоналу, обеспечивая одновременно необходимые метрологические характеристики указанных аппаратов.

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

Специализированные для медицинской лазерной аппаратуры контрольно-измерительные приборы в стране практически отсутствуют (речь идет о приборах, прошедших соответствующие государственные испытания и метрологическую аттестацию и внесенных в Государственный реестр средств измерений). Исключением можно считать такие приборы, как фотометры «АЛЬФА-СТАНДАРТ» и ИФМ-05, выпускаемые в ограниченном количестве. Сюда же можно отнести приборы дозиметрического контроля типа МДЦ-2М, ЛДМ-2, ЛДК (однако они имеют специализированное назначение и в качестве фотометров могут применяться только при определенных условиях). Использование же в повседневной медицинской практике измерительных приборов общетехнического назначения затруднено вследствие их высокой стоимости и требований по квалификации обслуживающего персонала [28].

Основная часть приборов, которые применяются в медицинской практике для контроля и измерения мощности лазерного излучения, фактически измерительными приборами называться не может, хотя и получила, в особенности малогабаритные, довольно широкое распространение. Это связано с тем, что метрологическая аттестация

этих приборов не проводилась и их «метрологические» характеристики, вносимые в паспорт, вызывают обоснованное недоверие. Реально в настоящее время такие приборы могут являться только индикаторами, обеспечивающими лишь качественную, а не количественную оценку энергетических параметров излучения. В результате их практического применения в медицинской практике достоверность и единство измерений отсутствуют, что часто приводит к снижению эффективности и несопоставимости результатов лечения при использовании однотипных лазерных аппаратов и одинаковых методик лечения.

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

Малогабаритный фотометр предназначен для оперативного контроля и измерения мощности излучения различных лазерных аппаратов, находящихся в эксплуатации в медицинском кабинете или учреждении, а встроенный фотометр — только для собственного (в который он встроен) лазерного аппарата [28].

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

В случае применения в медицинских лазерных аппаратах полупроводниковых лазеров нецелесообразно использовать малогабаритные фотометры для измерения мощности излучения по ряду причин.

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

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

В качестве средств корректного контроля лазерного излучения, применяемого в медицинской практике, используются оптико-электронные технические устройства на основе фотоприёмников, обеспечивающие преобразование оптического лазерного излучения в электрический сигнал с его последующим изменением в форму, удобную для визуального наблюдения. В зависимости от своего функционального назначения такие устройства делятся на фотометры, дозиметры и индикаторы. По структуре эти три типа устройств

идентичны и относятся к средствам измерения параметров оптического излучения. Их различия определяются требованиями, вытекающими из функционального назначения [28].

Индикаторы как средства измерения применяются только для установления факта изменения параметров оптического излучения без количественной оценки этого изменения. Наиболее простые индикаторы служат лишь для бинарной («есть—нет») оценки наличия и отсутствия оптического излучения. Более сложные индикаторы позволяют визуально наблюдать характер изменения (уменьшение или увеличение) мощности оптического излучения. Производить отсчёт, т.е. осуществлять измерение значения мощности излучения, индикаторы не позволяют. В связи с этим как средства измерения индикаторы не подвергаются первичной и периодической поверке и калибровке.

Дозиметр – средство измерения параметров лазерного излучения в заданной точке пространства с целью выявления степени опасности воздействия на организм человека, животных и на растения. При этом дозиметр, в отличие от индикатора, позволяет осуществлять не только контроль наличия оптического излучения, но и проводить измерение значения энергетических параметров этого излучения. Дозиметры применяются для контроля воздействия как прямого, так и отражённого излучения на организм с точки зрения непревышения предельно допустимых уровней (ПДУ) и градуированы в единицах мощности (Вт), энергии (Дж), облученности (Вт/см²) или энергетической экспозиции (Дж/см²). При этом доза воздействия определяется как интегральное значение параметра излучения, прошедшего через фиксированную по размеру, ограничивающую апертуру. Погрешность измерения дозиметров, как правило, находится в пределах 20 – 30 %. Нередко в дозиметрах применяются формирующие входные оптические элементы. Как средства измерения, предназначенные для количественных оценок, дозиметры подлежат обязательной первичной и периодической поверке и калибровке.

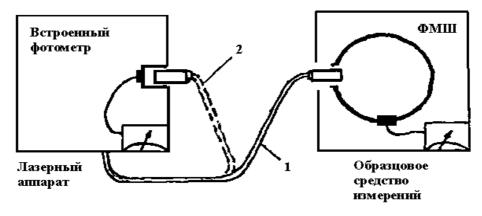
Фотометр — это средство измерения, предназначенное для количественной оценки значения параметров оптического излучения с данной степенью точности. Он является наиболее совершенным из рассматриваемой группы устройств. Фотометры применяются для контроля и измерения полного интегрального значения энергетических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

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

Основным недостатком малогабаритных фотометров является возникновение систематических погрешностей измерения за счёт двух факторов:

- неполного попадания всего потока излучения на чувствительную поверхность фотоприёмника, а также различного значения коэффициента отражения на осевой и периферийной части потока излучения для достаточно больших телесных углов;
- существенной зависимости чувствительности фотоприёмника (как правило, кремниевого) от длины волны излучения.

При использовании встроенных в лазерный аппарат фотометров следует рассматривать, по существу, сопряженную пару «излучатель – приёмник». В этом случае измерение мощности излучения конкретного полупроводникового лазера проводится всегда одним и тем же конкретным фотоприёмником. Указанные выше факторы существуют и в этом случае, так же как и возникающие вследствие этого систематические погрешности. Однако при проведении калибровки встроенного фотометра по образцовому средству измерения — ФМШ методом компарирования (методом сравнения) эти систематические погрешности исключаются (при этом излучатель терапевтического аппарата выполняет функцию компарирующего элемента). Технически операция калибровки выполняется следующим образом (рисунок 4.24) [28].



1 – измерение мощности излучения головки с помощью ФМШ;
 2 – измерение мощности излучения головки с помощью встроенного фотометра.

Рисунок 4.24 — Калибровка встроенного фотометра методом компарирования

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

Последующая периодическая поверка лазерного аппарата должна также проводиться указанным методом. При замене в аппарате излучателя или фотоприёмника обязательной является новая калибровка данного лазерного медицинского аппарата.

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

В данной лабораторной работе исследование метрологических характеристик проводится с помощью измерителей мощности лазерного излучения «МУСТАНГ-СТАНДАРТ» и РБК-7.101.

Универсальный измеритель мощности лазерного излучения «МУСТАНГ-СТАНДАРТ» (НПЛЦ «Техника», г. Москва) выполнен в малогабаритном пластмассовом корпусе. Прибор состоит из измерительного блока и двух блоков фотоприёмников — для измерения средней и импульсной мощности (рисунок 4.25).

Принцип работы прибора основан на преобразовании фотоприёмником оптического сигнала в электрический с последующим усилением. Значение измеряемой мощности отображается на цифровом индикаторе в формате с плавающей запятой. Электропитание состоит из двух батареек размером АА (пальчиковых). Прибор имеет автоматический контроль степени разряда батареек.

Область применения – измерение средней и максимальной мощности импульсного и непрерывного лазерного излучения в различных

областях науки и техники, измерение энергетических характеристик лазерных аппаратов, в том числе терапевтических, в процессе производства и эксплуатации. «МУСТАНГ-СТАНДАРТ» имеет сертификат Госстандарта и соответствует рангу рабочего средства измерений согласно схеме ГОСТ 8275-91.



Рисунок 4.25 — Универсальный цифровой измеритель мощности лазерного излучения «МУСТАНГ-СТАНДАРТ»

Измеритель средней мощности позволяет измерять среднюю мощность лазерного излучения в диапазоне до 250 мВт для длин волн от 0,63 до 0,96 мкм. Выбор предела измерений — автоматический. Пределы допускаемого значения основной относительной погрешности δ :

1) в диапазоне 1,0...99,9 мВт находятся по формуле

$$\delta = \pm [A + 0, 1(100/x - 1)], \%, \tag{4.25}$$

где x — измеряемая величина (мВт);

A=15~% при расходимости до $10^{\circ},~A=20~\%$ при расходимости $20^{\circ};$

2) в диапазоне 100...250 мВт составляют ± 15 % при расходимости до 10° и ± 20 % при расходимости 20° .

Измеритель импульсной мощности позволяет измерять импульсную мощность лазерного излучения в диапазоне до 25 Вт для длин волн от 0,88 до 0,90 мкм, частотой до 10 к Γ ц и длительности импульсов от 100 до 200 нс. Пределы допускаемого значения основной относительной погрешности — ± 25 %.

Измеритель мощности лазерного излучения РБК-7.101 (КМТЛЦ ЛАН РФ, г. Калуга) является аналогом измерителя мощности ИМ1-2

и предназначен для измерения средней мощности непрерывного лазерного излучения длиной волны 0,63–0,64 мкм (рисунок 4.26).

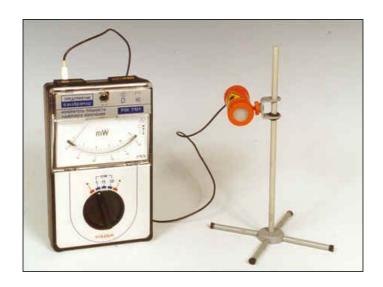


Рисунок 4.26 – Измеритель мощности лазерного излучения РБК-7.101

Измеритель РБК-7.101 (таблица 4.9) применяется в качестве рабочего средства измерения при производстве и эксплуатации газовых и полупроводниковых лазеров и изделий на их основе.

Таблица 4.9 – Основные технические характеристики РБК-7.101

Tuomiqu 1:5 Ochobible Textin Teekhe Kupuk Tephe Tilkh T bit 7:101						
Наименование параметра, единица измерения	Значение					
Длина волны излучения, мкм	0,63-0,64					
Диапазон измерения средней мощности лазерного излучения, мВт	2–50					
Пределы измерения мощности, мВт	5, 15, 50					
Диаметр луча, мм (не более)	11					
Допускаемая плотность мощности излучения, Bт/cм ²	12,7					
Предельный угол падения излучения, град	10					
Погрешность измерения, % (не более)	15					
Габариты, мм	180×100×60					
Масса, кг	1,0					

4.4.7 Подготовка к выполнению лабораторной работы

1) Ознакомиться с описанием работы и техническими характеристиками с помощью паспортов измерителей мощности лазерного излучения «МУСТАНГ-СТАНДАРТ» и РБК-7.101 (паспорта на приборы получить у преподавателя).

2) Ознакомиться с помощью паспортов с техническими характеристиками АЛТ «УЛАН-БЛ-20», «МИЛТА-Ф-8-01», «РИКТА-05-БИО» и «КРЕОЛКА-М», заполнить таблицу 4.10.

Таблица 4.10 – Технические характеристики АЛТ

таолица 4.10 техни неекие характериети	11(11 1 10 1			
Наименование характеристики	«УЛАН-БЛ-20»	«МИЛТА-Ф-8-01»	«РИКТА-05-БИО»	«КРЕОЛКА-М»
Длина волны излучения λ, мкм				
Импульсная мощность $P_{\text{имп}}$, Вт				
Средняя мощность $P_{\rm cp}$, мВт				
Площадь пятна (выходного отверстия терминала) S , см ²				
Плотность потока мощности (облученность) $P_{\rm S}$, мВт/см 2				
Частота импульсов <i>f</i> , Гц				
Длительность импульсов $\tau_{0,5}$ по уровню 0,5, нс				
Угол расхождения лазерного излучения θ по уровню 0,5: — в плоскости, параллельной <i>p-n</i> -переходу; — в плоскости, перпендикулярной к <i>p-n</i> -переходу				
Частота «пачек» импульсов f_{Π} , Γ ц				
Длительность «пачки» импульсов τ_{Π} , мс				
Время излучения (экспозиция) t , мин				
Класс лазерной опасности				
Класс электробезопасности				

3) Ознакомиться с описанием работы АЛТ «УЛАН-БЛ-20», «МИЛТА-Ф-8-01», «РИКТА-05-БИО» и «КРЕОЛКА-М» (с помощью паспортов) на предмет использования необходимых режимов работы АЛТ и соответствующих приборов при измерении параметров мощности лазерного излучения (средняя и импульсная мощность). Следует обратить особое внимание, что в АЛТ с МИЛ-терапией («МИЛТА-Ф-8-01» и «РИКТА-05-БИО») при измерении мощности лазерного излучения нужно отключить излучение светодиодов и для

всех АЛТ измерения средней мощности проводить при максимальной и минимальной фиксированных частотах (кроме специального эксперимента в биоуправляемом режиме (режим «био») для АЛТ «РИКТА-05-БИО»).

- 4) Каждой подгруппе по согласованию с преподавателем получить соответствующие АЛТ и измерители мощности лазерного излучения.
- 5) Подключить фотоприёмники к соответствующим разъёмам измерительного блока измерителя «МУСТАНГ-СТАНДАРТ»; собрать измеритель РБК-7.101 согласно пункту 6 («Подготовка к работе») паспорта на данный прибор.

Категорически запрещается включать без преподавателя АЛТ!

4.4.8 Выполнение работы

- 1) Включить в сеть АЛТ и питание измерителей.
- 2) В зависимости от полученных АЛТ и измерителей мощности произвести соответствующие измерения мощности излучения (количество измерений каждого параметра 5). Результаты измерений занести в таблицу 4.11. Излучение лазерных излучателей АЛТ необходимо направлять в центр окна фотоприёмников измерителей.

Категорически запрещается направлять лазерные излучатели АЛТ в глаза!

- 3) Измерить мощности излучения АЛТ («УЛАН-БЛ-20», «МИЛТА-Ф-8-01», «РИКТА-05-БИО») с помощью встроенных в них фотометров (количество измерений каждого параметра 5). Результаты измерений занести в таблицу 4.11.
- 4) Рассчитать средние арифметические значения полученных результатов измерений. Результаты расчётов занести в таблицу 4.11.
- 5) Рассчитать абсолютную погрешность результатов измерений мощности лазерного излучения с помощью измерителя «МУСТАНГ-СТАНДАРТ», используя формулу для расчёта относительной погрешности измерения средней мощности излучения. Результаты занести в таблицу 4.11.
- 6) Сравнить значения, полученные при измерении с помощью измерителей и при измерении встроенными фотометрами; сделать выводы о причинах различия полученных результатов.

Таблица 4.11 – Результаты измерений мощности излучений АЛТ

№ п/п	АЛТ	Режимы работы АЛТ		Результаты измерений измерителями						Результаты измерений встроенными фотометрами			
				$P_{\rm cp}$, M		Δ <i>P</i> , мВт	δ, %	$P_{\text{ИМ\Pi}}$,	B _T	Δ <i>P</i> , Βτ	δ, %	$P_{\rm cp}$, N	\overline{P}
1				P_1 ; P_5	<u> </u>	WIDI		P_1 ; P_5	<u> </u>	Di		$P_1;P_5$	P
1	«РИКТА-05-БИО»	$f_{\min} = \dots$											
		$f_{\text{max}} = \dots$											
		Режим «БИО»	P_{\min}										
		«Drio»	P_{max}										
2	«МИЛТА-Ф-8-01»	$f_{\min} = \dots$											
		$f_{\text{max}} = \dots$											
3	«УЛАН-БЛ-20»	$f_{\min} = \dots$											
		$f_{\text{max}} = \dots$											
4	«КРЕОЛКА-М»	непре-	MC.										
	WICH LOSHER I-WI//	рывный	РБК										
		модули-	MC.										
		рованный $f_{\min} = \dots$	РБК										
		модули-	MC.										
		рованный $f_{\rm max} = \dots$	РБК										

4.4.9 Содержание отчёта

Отчёт по экспериментальной части работы должен содержать таблицы с полными техническими характеристиками измерителей мощности лазерного излучения «МУСТАНГ-СТАНДАРТ» и РБК-7.101; таблицы 4.10–4.11; формулы для расчёта относительной и абсолютной погрешности измерения средней и импульсной мощности лазерного излучения измерителем «МУСТАНГ-СТАНДАРТ»; расчёты относительной и абсолютной погрешностей результатов измерений мощности лазерного излучения с помощью измерителя «МУСТАНГ-СТАНДАРТ», а также выводы по работе, в которых должно быть отражено сравнение встроенных фотометров и измерителей мощности с точки зрения использования их для контроля и поверки выходных параметров лазерного излучения в лазерных терапевтических аппаратах, их основные достоинства и недостатки.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- 1. ГОСТ 2.105-95. Общие требования к текстовым документам [Текст]. Введ. 1996-07-01. М.: Изд-во стандартов, 1996. 28 с.
- 2. Илларионов, В.Е. Оптико-электронные устройства для медицины [Текст] / В.Е. Илларионов, А.И. Ларюшин. Казань: Изд-во «АБАК», 2000. 168 с.
- 3. Прикладная лазерная медицина [Текст]: учебное и справочное пособие [пер. с нем.] / под ред. Х.-П. Берлиена, Г.Й. Мюллера. М.: АО «Интерэксперт», 1997. 356 с.
- 4. Гусев, В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований [Текст]: учебное пособие. Ч. 1 / В.Г. Гусев. Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. Уфа: УГАТУ, 2001. 227 с.
- 5. Павлюсов, Ю.Б. Проектирование оптико-электронных приборов [Текст]: учеб. пособие для студентов вузов / Ю.Б. Павлюсов, В.П. Солдатов, Ю.Г. Якушенков; под общ. ред. Ю.Г. Якушенкова. М.: Машиностроение, 1990. 432 с.
- 6. Корндорф, С.Ф. Расчёт фотоэлектрических цепей [Текст] / С.Ф. Корндорф, А.М. Дубиновский, Н.С. Муратова [и др.]. М.: Энергия, 1967. 200 с.
- 7. Аксёненко, М.Д. Приёмники оптического излучения [Текст]: справочник / М.Д. Аксёненко, М.Л. Бараночников. М.: Радио и связь, 1987. 296 с.
- 8. Мухитдинов, М.М. Светоизлучающие диоды и их применение [Текст] / М.М. Мухитдинов, Э.С. Мусаев. М.: Радио и связь, 1988. 80 с.
- 9. Дунаев, А.В. Лазерные терапевтические устройства [Текст]: учебное пособие / А.В. Дунаев, А.Р. Евстигнеев, Е.В. Шалобаев; под ред. К.В. Подмастерьева. Орёл: ОрелГТУ, 2005. 143 с.
- 10. Боголюбов, В.М. Общая физиотерапия [Текст] / В.М. Боголюбов, Г.Н. Пономаренко. М., СПб.: СЛП, 1998. 480 с.
- 11. Мошкевич, В.С. Фотоплетизмография [Текст] / В.С. Мошкевич. М.: Медицина, 1970. 154 с.
- 12. Смирнов, В.М. Физиология человека [Текст] / В.М. Смирнов. М.: Медицина, 2001. 610 с.: ил.
- 13. Гусев, В.Г. Методы и технические средства для медикобиологических исследований [Текст]: учебное пособие. Ч. 2 / В.Г. Гусев. – Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. – Уфа: УГАТУ, 2001. – 119 с.

- 14. Малиновский, Е.Л. Стратегия и тактика повышения эффективности лазерной терапии [Текст] / Е.Л. Малиновский. М.: Изд-во «Ваш полиграфический партнёр», 2011. 248 с.
- 15. Иванов, В. И. Полупроводниковые оптоэлектронные приборы [Текст]: справочник / В. И. Иванов, А. И. Аксенов, А. М. Ющин. М.: Энергоатомиздат, 1984. 184 с.
- 16. Резисторы, конденсаторы, трансформаторы, дроссели, коммутационные устройства РЭА [Текст]: справочник / Н.Н. Акимов, Е.А. Ващуков, В.А. Прохоренко, Ю.П. Ходоренок. Минск: Беларусь, 1994. 591 с.
- 17. Оптическая биомедицинская диагностика: в 2 т. Т. 1 [Текст] / пер с англ. под ред. В.В. Тучина. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. 560 с.: ил.
- 18. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови [Текст]: руководство для врачей / под. ред. А.И. Крупаткина, В.В. Сидорова. М.: Медицина, 2005. 256 с.
- 19. Воробьёв, В.И. Теория и практика вейвлет-преобразования [Текст] / В.И. Воробьёв, В.Г. Грибунин. СПб.: ВУС, 1999. 204 с.
- 20. Liebert, A. Multichannel laser-Doppler probe for blood perfusion measurements with depth discrimination [Text] / A. Liebert, M. Leahy, R. Maniewski // Medical & Biological Engineering & Computing. − 1998. − № 11. − P. 740-747.
- 21. Рогаткин, Д.А. Перспективы развития неинвазивной спектрофотометрической диагностики в медицине [Текст] / Д.А. Рогаткин, Л.Г. Лапаева // Медицинская техника. 2003. № 4. С. 31-36.
- 22. Дунаев, А.В. Методы и приборы неинвазивной медицинской спектрофотометрии: пути обоснования специализированных медикотехнических требований [Текст] / А.В. Дунаев, Е.А. Жеребцов, Д.А. Рогаткин // Приборы. 2011. №1 (127). С. 40-48.
- 23. Рогаткин, Д.А. Метрологическое обеспечение методов и приборов неинвазивной медицинской спектрофотометрии [Текст] / Д.А. Рогаткин, А.В. Дунаев, Л.Г. Лапаева // Медицинская техника. 2010. N_2 2 (260). С. 30-37.
- 24. Пат. 2337608 Российская Федерация, МПК⁶ А61В 5/05. Диагностический комплекс для измерения медико-биологических параметров кожи и слизистых оболочек in vivo [Текст] / Рогаткин Д.А., Сидоров В.В., Шумский В.И.; заявитель и патентообладатель ООО НПП «ЛАЗМА». №2007117381/14; заявл. 11.05.2007; опубл. 10.11.2008, Бюл. № 16. 2008.

- 25. Пат. 2421145 Российская Федерация, МПК⁶ А61В 10/00. Способ прогнозирования риска развития кровотечений пищеварительного тракта при полипэктомии с применением тока высокой частоты [Текст] / Терещенко С.Г [и др.]; заявитель и патентообладатель ГУ МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского. №2009145757/14; заявл. 10.12.2009; опубл. 20.06.2011, Бюл. № 17. 2011.
- 26. Евстигнеев, А.Р. Применение полупроводниковых лазеров и светодиодов в медицине [Текст]: научно-методический материал / А.Р. Евстигнеев. Калуга: ЛАН РФ, 2000. 57 с.
- 27. Шило, В.Л. Популярные цифровые микросхемы [Текст]: справочник / В.Л. Шило. Челябинск: Металлургия, Челябинское отделение, 1988. 352 с.
- 28. Ромашков, А.П. Аппаратура для лазерной терапии: метрология, унификация, стандартизация [Текст] / А.П. Ромашков. М.: Ротапринт ВНИИОФИ, 1995. 54 с.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

(справочное)

Форма титульного листа отчёта по лабораторной работе

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ «ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ - УЧЕБНО-НАУЧНО-ПРОИЗВОДСТВЕННЫЙ КОМПЛЕКС» УЧЕБНО-НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ИНСТИТУТ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ

Кафедра «Приборостроение, метрология и сертификация»

ОТЧІ	ËT	
по лабораторной р	аботе №	
(полное наимено:	вание работы)	
Дисциплина: «		>>
Студент:		
(Ф.И.О.)		
Группа:		
		
Специальность/направление:		
Отметка о зачёте:		
Руководитель:		
(Ф.И.О.)	(подпись)	(дата)

Орел (год)

Учебное издание

Дунаев Андрей Валерьевич Подмастерьев Константин Валентинович Жеребцов Евгений Андреевич Жеребцова Ангелина Ивановна

ОПТИКО-ЭЛЕКТРОННЫЕ УСТРОЙСТВА В ДИАГНОСТИКЕ, ТЕРАПИИ И ХИРУРГИИ: ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ

Учебное пособие

Редактор Т.Д. Васильева Технический редактор Т.П. Прокудина

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Государственный университет - учебно-научно-производственный комплекс»

Подписано к печати 05.12.2012 г. Формат 60х84 1/1	16.
Усл. печ. л. 5,1. Тираж 100 экз.	
Заказ №	

Отпечатано с готового оригинал-макета на полиграфической базе ФГБОУ ВПО «Госуниверситет - УНПК», 302030, г. Орел, ул. Московская, 65.