

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ
ОРЛОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ

А.В. Дунаев, К.В. Подмастерьев

**ЛАЗЕРНЫЕ И СВЕТОВЫЕ АППАРАТЫ
В ФИЗИОТЕРАПИИ И ХИРУРГИИ:
ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ**

Рекомендовано УМО по образованию в области приборостроения
и оплотехники в качестве учебного пособия для студентов
высших учебных заведений, обучающихся по направлению
подготовки 200100 – Приборостроение
и специальности 200101 – Приборостроение

Орел 2006

УДК 615.849.19(075)
ББК 53.54я7
Д83

Рецензенты:

кандидат технических наук, профессор
Санкт-Петербургского государственного университета
кино и телевидения
Н.Н. Коломенский,

кандидат технических наук, доцент
Санкт-Петербургского государственного университета
информационных технологий, механики и оптики
Е.В. Шалобаев

Д83 Дунаев, А.В. **Лазерные и световые аппараты в физиотерапии и хирургии: лабораторный практикум: учебное пособие** / А.В. Дунаев, К.В. Подмастерьев. – Орел: ОрелГТУ, 2006. – 66 с.

Пособие по дисциплине «Лазерные и световые аппараты в физиотерапии и хирургии» содержит теоретические основы медицинской оптико-электронной аппаратуры и лабораторный практикум, посвященный принципам работы основных устройств и функциональных блоков лазерной и световой терапевтической техники.

Пособие предназначено студентам высших учебных заведений, обучающимся по направлению 200100 «Приборостроение», по специальности 200101 «Приборостроение». Будет полезно обучающимся по направлению 200300 «Биомедицинская инженерия» и по специальности 200402 «Инженерное дело в медико-биологической практике», а также специалистам медицинского и технического профиля, занимающимся вопросами создания и эксплуатацией лазерной медицинской техники.

УДК 615.849.19(75)
ББК 53.54я7

ISBN 5-93932-122-4

© ОрелГТУ, 2006

СОДЕРЖАНИЕ

Введение	4
1 Общие указания	5
1.1 Назначение и структура лабораторных работ	5
1.2 Подготовка к выполнению лабораторных работ	6
1.3 Порядок выполнения лабораторной работы	7
1.4 Оформление отчета по лабораторной работе	7
2 Меры безопасности	9
3 Теоретическая часть	10
3.1 Особенности конструкции МОЭП.....	10
3.2 Основные характеристики МОЭП.....	12
3.3 Компоненты лазерной медицинской аппаратуры.....	16
4 Описание лабораторных работ	22
4.1 Исследование параметров накачки полупроводникового инжекционного лазерного излучателя для низкоинтенсивной лазерной терапии	22
4.2 Исследование параметров входного устройства лазеротерапевтических аппаратов с биологической обратной связью.....	33
4.3 Исследование устройства формирования управляющих воздействий лазерной терапевтической техники.....	48
4.4 Исследование метрологических характеристик лазерных терапевтических аппаратов с помощью измерителей мощности лазерного излучения.....	58
Литература	75
Приложение А. Форма титульного листа отчета по лабораторной работе	77

ВВЕДЕНИЕ

Учебное пособие по лабораторному практикуму посвящено исследованию основных принципов построения аппаратов лазерных терапевтических (АЛТ), предназначенных для низкоинтенсивной лазерной терапии.

В настоящее время существует более 100 различных модификаций 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.

Учебное пособие по лабораторному практикуму знакомит студентов с основными структурными блоками лазеротерапевтических аппаратов, реализующих как стандартную методику физиотерапевтического воздействия, так и биоуправляемый метод с помощью биологической обратной связи.

1 ОБЩИЕ УКАЗАНИЯ

1.1 Назначение и структура лабораторных работ

Лабораторные работы направлены на углубление знаний в области проектирования и эксплуатации лазерной терапевтической техники, в частности, в которой осуществляется биологическая обратная связь, и направлены на ознакомление студентов с физическими принципами работы основных устройств и функциональных блоков АЛТ.

Выполнение работ поможет закрепить знания, полученные студентами на лекциях по соответствующим темам, привить навыки проведения экспериментальных исследований, а также научить студентов анализировать электрические принципиальные схемы АЛТ.

Лабораторный практикум рассчитан на 16 аудиторных часов и содержит 4 лабораторные работы.

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

Лабораторная работа «Исследование параметров входного устройства лазеротерапевтических аппаратов с биологической обратной связью» позволяет студенту ознакомиться с физическими принципами работы фотоэлектрического датчика пульса, используемого в качестве преобразования одного из нескольких сигналов, необходимых для модуляции в биоуправляемой лазерной хронотерапии. При выполнении этой работы студенты анализируют различные факторы, влияющие на стабильность работы палечного датчика пульса, работающего по отражению.

При выполнении лабораторной работы «Исследование устройства формирования управляющих воздействий лазерной терапевтической техни-

ки» студент изучает типовые устройства формирования управляющих воздействий – преобразователи напряжений в частоту, которые могут быть использованы в ЛТА как со стандартными методиками воздействия на фиксированных частотах, так и в ЛТА с биологической обратной связью.

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 методических указаниях по теме каждой лабораторной работы приведен 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 отчетом, предварительно подготовленным в соответствии с вышеуказанными требованиями. Студент, не подготовивший отчет или не прошедший собеседования с преподавателем, к выполнению работы не допускается.

1.3 Порядок выполнения лабораторной работы

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

- на собеседование с преподавателем по теоретической части работы;
- на ознакомление с описанием, инструкциями и правилами эксплуатации используемых в работе лабораторных модулей, приборов и оборудования;
- на проведение экспериментального исследования, обработку результатов исследования;
- на оформление отчета.

Отчет о работе должен обязательно завершаться выводами, которые сделал студент на основе результатов проведенных исследований.

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

1.4 Оформление отчета по лабораторной работе

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

Отчет должен содержать:

- цель работы;
- ответы на контрольные вопросы;
- технические характеристики оборудования и приборов, используемых в работе;
- результаты экспериментальных исследований и расчетов;

– электрическую принципиальную схему исследованного лабораторного модуля;

– выводы по результатам проведенных исследований.

Титульный лист отчета 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 карандашом в соответствии с требованиями ЕСКД и ГОСТ 2.105-95 [1] с помощью чертежного инструмента. Отчеты, оформленные не по стандарту, к защите не принимаются.

2 МЕРЫ БЕЗОПАСНОСТИ

При работе с лазерными терапевтическими 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 проверьте исправность сетевого шнура и блоков излучения;
- запрещается включать аппарат в сеть при повреждении сетевого шнура;
- включение аппарата в сеть 220 В должно осуществляться через розетки, к которым подключен заземляющий контур;
- не оставлять без присмотра электронный блок включенным в электросеть;
- не допускать затекание 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, зеркало и т.д.), которые вызывают отражение света и увеличивают возможность попадания его в глаза.

3 ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Лазерные и световые аппараты в физиотерапии и хирургии – это частный случай медицинской оптико-электронной аппаратуры (МОЭА).

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.).

Современная медицинская оптико-электронная аппаратура в большинстве своем является физической по конструкции. Понять ее 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 1.

Термин «инструментарий» имеет несколько значений:

- орудие;
- инструмент;
- прибор.

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



Рисунок 1 – Структура МОЭП

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 2).



Рисунок 2 – Структура медицинского оборудования

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

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

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, легкость калибровки, стабильность, частотный диапазон, отсутствие шумов и нежелательных сигналов (помех, артефактов) (рисунки 3).

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 индцировать наименьшие изменения, которые могут быть считаны с дисплея.

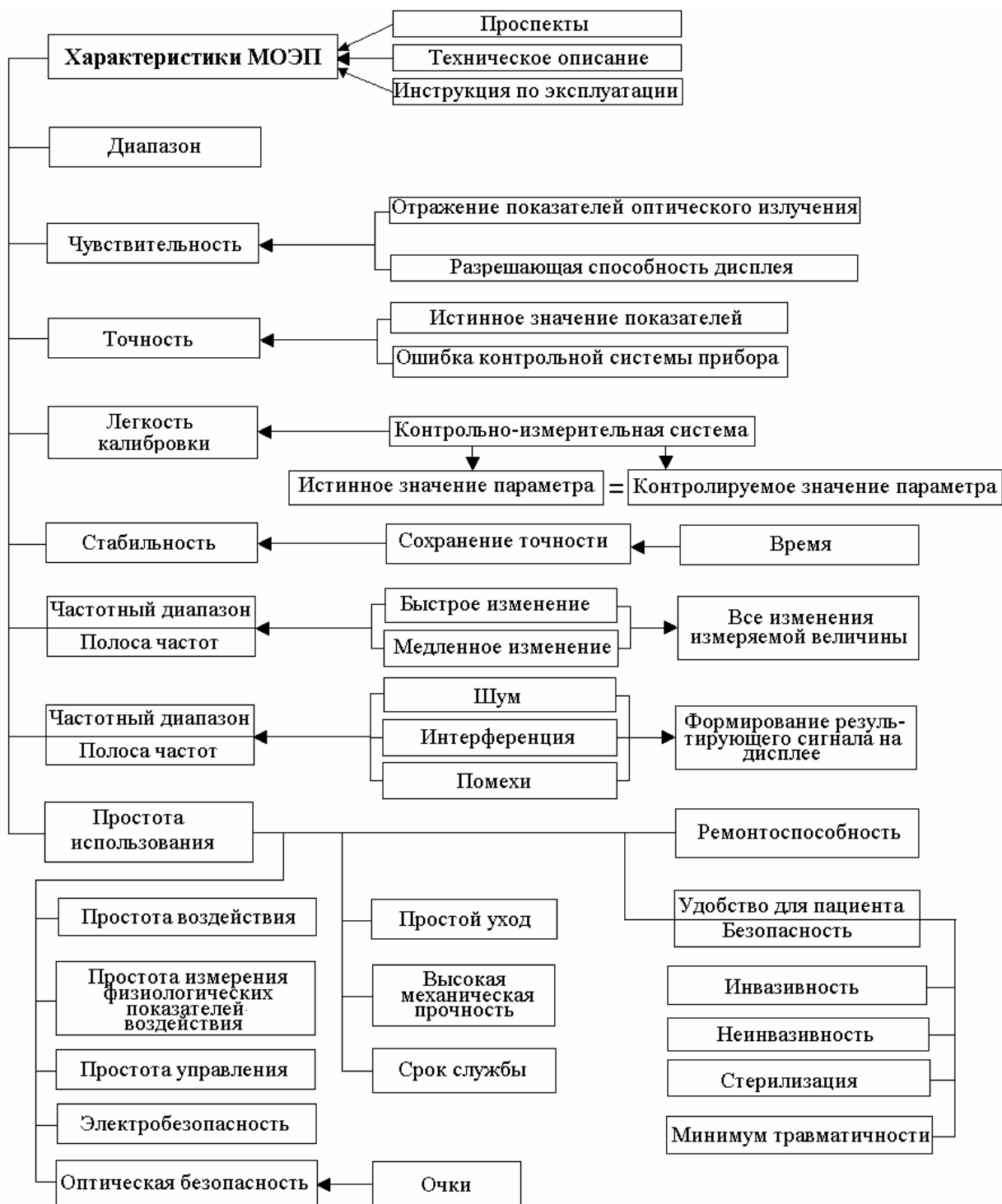


Рисунок 3 – Основные характеристики МОЭП

Точность. Точность прибора — это 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.

Легкость калибровки. Калибровкой называется процедура, с помощью которой контрольная или измеряемая система прибора настраивается так, чтобы ее 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.

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 адекватно-

го представления показателя.

В случае лечебного аппарата под частотным диапазоном подразумевается возможность частотного модулирования излучения от 1 Гц до десятков и сотен кГц.

Отсутствие шумов и нежелательных сигналов (помех, артефактов). Наряду с измеряемой величиной показателя в ней присутствуют часто и другие измерения. Эти нежелательные измерения 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 придает 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 — легкость и удобство считывания и интерпретации данных на дисплее;
- простота ухода за аппаратурой и ее очистки, что необходимо для правильного функционирования приборов;
- высокая механическая прочность;
- срок службы — надежность и безотказность при определении долговечности;

- ремонтоспособность.

Удобства для пациента и его безопасность. При работе с прибором часто бывает необходимо подвести его к такой точке организма, где можно использовать его излучение. Многие приборы работают воздействием 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.

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. 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 — $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{Cr}^{3+}$;
- б) твердотельные на ИАГ: Nd^{3+} , Ho^{3+} , Er^{3+} (ИАГ — $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ — основа иттриево-алюминиевый гранат);
- в) газовые (на атомных, ионных и молекулярных переходах) — HeNe, Ar, CO_2 ;
- 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 суперяркие светодиоды (10 мВт) различного диапазона спектра электромагнитного излучения.

Оптимизация лазерного пучка. Различают следующие виды оптимизации лазерного пучка (рисунок 4):

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



Рисунок 4 – Виды оптимизации лазерного пучка

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 $10^{-5} - 10^{-2}$ с однократно и с определенной частотой повторения импульсов (1 - 300 Гц).

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.

Для возбуждения твердотельных лазеров в импульсном режиме практически всегда применяются газоразрядные импульсные лампы на ксене (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 нескольких промежутков времени в начале импульса;
- возможно получение генерации в большем числе активных сред и на большем числе переходов активных сред;
- ее легче реализовать с технической точки зрения;
- отпадает (в ряде случаев) необходимость принудительного охлаждения активного элемента;
- возможность реализации сверхкоротких световых импульсов

$\tau = 10^{-11} \dots 10^{-12}$ 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 Нг (атомных, ионных молекулярных).

Оптическая накачка применяется и для накачки полупроводниковых лазеров. Энергия фотонов в этом случае должна быть больше ширины запрещенной 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. Это могут быть дисплей или микропроцессоры. 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 следующих функционально связанных между собой узлов (рисунок 5).



Рисунок 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 призматические телескопические световоды [2].

Цикл лабораторных работ предполагает ознакомление студентов с основными структурными блоками лазеротерапевтических аппаратов с полупроводниковыми лазерными излучателями. Лабораторный практикум построен таким образом, что, начиная знакомство с параметрами накачки лазерного полупроводникового излучателя, на следующем этапе студент переходит к знакомству с входным устройством АЛТ для управления накачкой излучателя в биоуправляемом режиме, далее – к устройству формирования управляющих воздействий. Завершается лабораторный практикум исследованием метрологических характеристик АЛТ.

4 ОПИСАНИЕ ЛАБОРАТОРНЫХ РАБОТ

4.1 ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ НАКАЧКИ ПОЛУПРОВОДНИКОВОГО ИНЖЕКЦИОННОГО ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧАТЕЛЯ ДЛЯ НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ

4.1.1 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.

4.1.2 Содержание работы

Экспериментальные исследования параметров накачки полупроводникового инжекционного лазерного излучателя.

4.1.3 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 электронносчетный ЧЗ-54; генератор сигналов низкочастотный ГЗ-112/1; измеритель мощности лазерного излучения «МУСТАНГ-СТАНДАРТ»; осциллограф С1-118А.

4.1.4 Подготовка к работе

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

- физические основы работы лазеров [2, 3, 4];
- параметры накачки полупроводниковых инжекционных лазерных излучателей [2, 4, 5];

– аналоговая и цифровая элементная база [6].

4.1.5 Вопросы для самопроверки

1. Сформулируйте физический принцип, заложенный в основу процесса лазерного излучения.
2. Перечислите основные 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?

4.1.6 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-А-2К», «УЗОР-N», «УСПЕХ-М» (производство ЗАО «Восход» - КРЛЗ), «УЗОР-2К-Пачка», «УЛАН-БЛ-20», «УЛЕЙ-2К» (производство ЗАО «Калужский медико-технический лазерный Центр»), «БИНОМ-М» (производство ООО ПКП «Бином», г. Калуга), в некоторых модификациях серии «РИКТА» (производство ЗАО «МИЛТА – ПКП ГИТ», г. Москва), «МИЛТА-Ф» (ЗАО «НПО космического приборостроения», г. Москва), а также в матричных блоках-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 6). 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.



Рисунок 6 – Внешний вид АЛТ «УЗОР-А-2К» (а) и матричного блока излучения магнитолазерного аппарата «УСПЕХ» (б), в которых используется ЛПИ-120

Полупроводниковый инжекционный многомодовый лазер импульсного режима работы ЛПИ-120 (рисунок 7) 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.

Электрические параметры и параметры излучения ЛПИ-108, ЛПИ-120, ЛПИ-121 представлены в таблице 1.

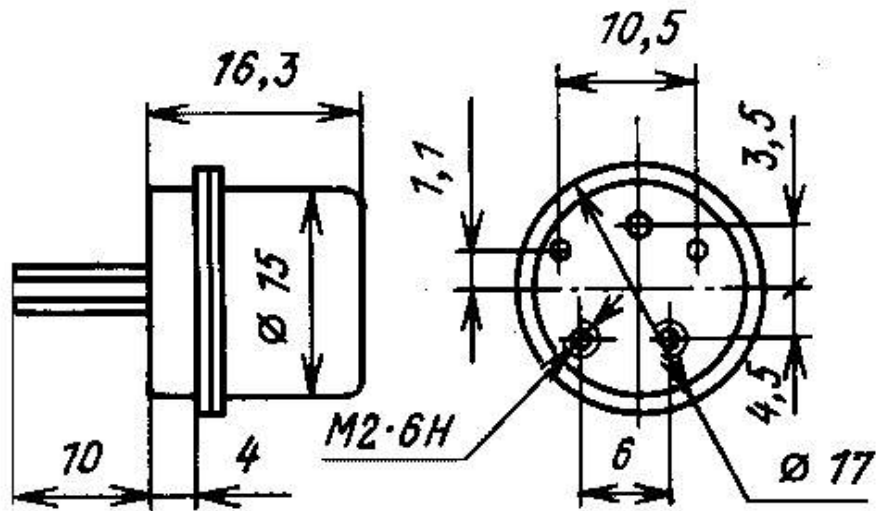


Рисунок 7 – Габаритный чертеж ЛПИ-101 (102), ЛПИ-120 (121)

Типовые зависимости мощности излучения в импульсе (а) и длительности светового сигнала и времени задержки (б) от температуры для излучателя ЛПИ-120 представлены на рисунке 8.

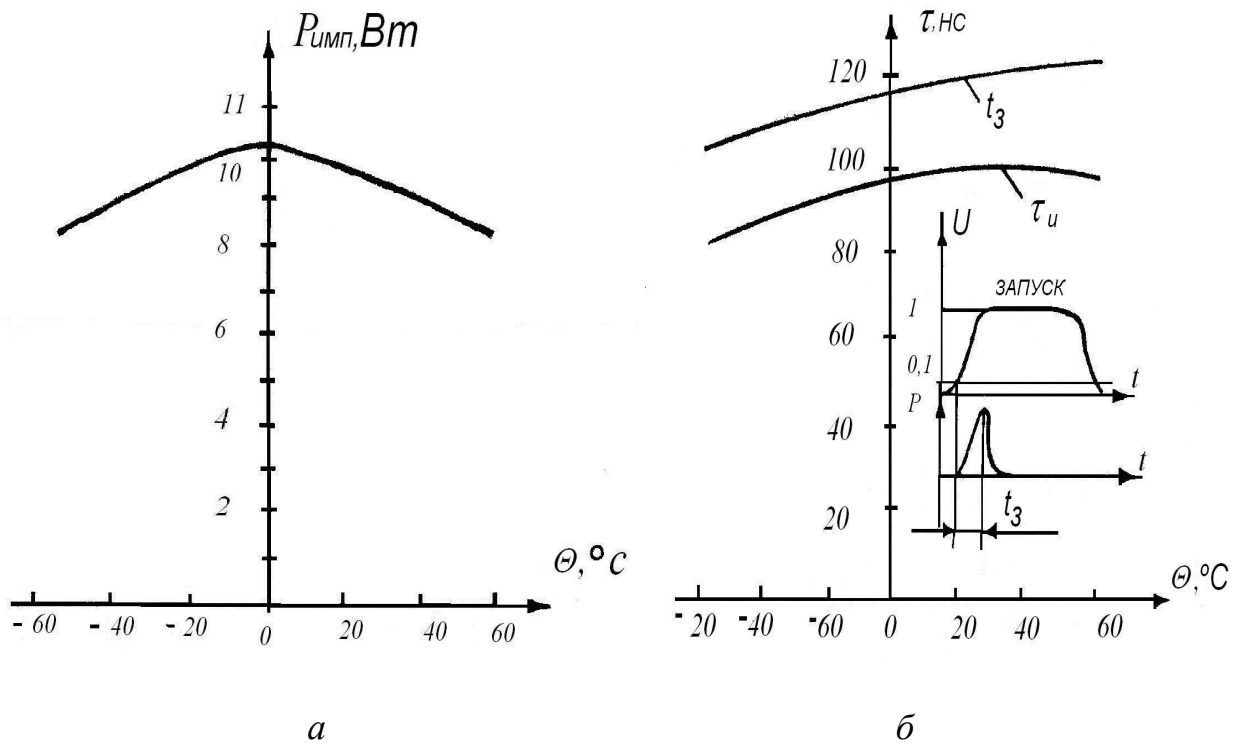


Рисунок 8 – Типовые зависимости мощности излучения в импульсе (а), длительности светового сигнала и времени задержки (б) от температуры для излучателя ЛПИ-120

Таблица 1 – Электрические параметры и параметры излучения
ЛПИ-108, ЛПИ-120, ЛПИ-121

Наименование параметра, единица измерения	Тип лазера		
	ЛПИ-108	ЛПИ-120	ЛПИ-121
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
Длительность световых импульсов (по уровню 0,5) $\tau_{\text{имп}}$, нс, не менее	60	50-150	60-200
Длительность импульса запуска (по уровню 0,5) $\tau_{\text{зап}}$, нс	500±150	1000±100	1000±100
Длительность фронта импульса запуска (по уровню 0,1-0,9) $\tau_{\text{ф}}$, нс	50	75	75
Частота повторения импульсов лазерного излучения f , кГц	12±0,1	не более 3	12±0,1
Ток потребления $I_{\text{пот}}$, мА, не более	100	150	от 30 до 120
Ток фотодиода (среднее значение на частоте 12 кГц) $I_{\text{ф}}$, не менее, мА	0,1	-	-
Напряжение питания $U_{\text{пит}}$, В, номинальное	20±0,1	24±0,1	18±0,1
Амплитуда импульсов запуска $U_{\text{зап}}$, В	15±0,1	20±0,5	15±0,1
Диапазон рабочих температур Θ , °С	от -10 до 40	от -60 до 60	от -60 до 60
Минимальная наработка $T_{\text{н}}$, ч	200	150	50
Срок сохраняемости $T_{\text{с}}$, лет	15	15	15

*- в полном угле

** - в конусе с углом при вершине 40 град.

Электрическая принципиальная схема накачки ЛПИ-120, использующаяся в лабораторном модуле данной работы (рисунок 9), действует следующим образом.

Импульсы со встроенного генератора импульсов ($f = 300 - 3000$ Гц) или внешнего генератора низкочастотных сигналов ГЗ-112/1 запускают одновибратор $DD1$, который выдает на инвертирующем выходе I 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 $VT2$ напряжение 20 В. С выхода эмиттерного повторителя через ключ $SA1.2$ сформированный импульс запуска поступает на лазерный излучатель ЛПИ - 120.

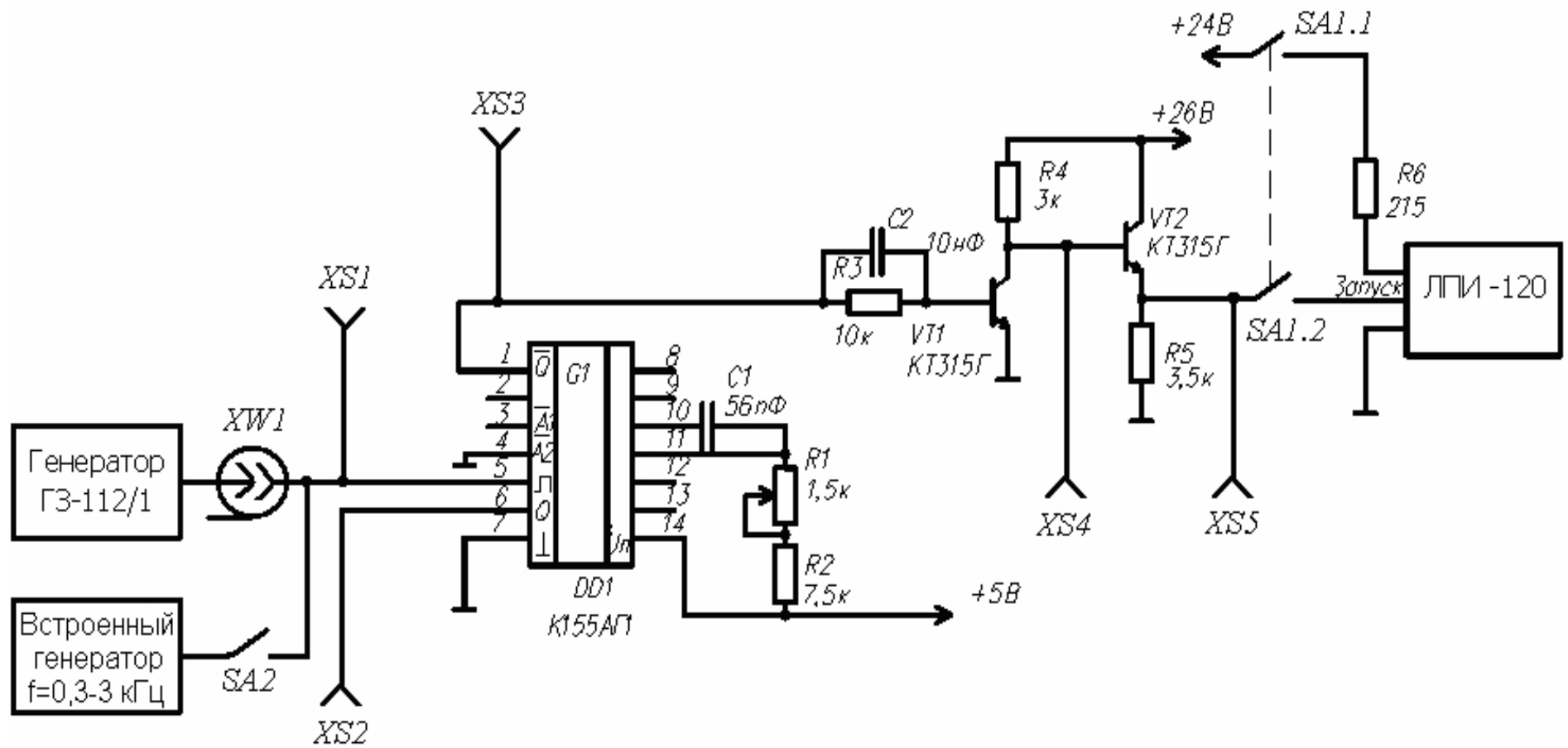


Рисунок 9 – Электрическая принципиальная схема накачки ЛПИ-120 лабораторного модуля

4.1.7 Подготовка к выполнению лабораторной работы

4.1.7.1 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.

4.1.7.2 Ознакомиться с работой электрической функциональной схемы накачки ЛПИ-120, с работой одновибратора, собранного на одноканальном ждущем мультивибраторе К155АГ1.

4.1.7.3 По согласованию с преподавателем в случае выбора режима работы от внешнего генератора подключить к лабораторному модулю с помощью разъема *XW1* («Контроль частоты генератора импульсов») генератор низкочастотных сигналов ГЗ-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.

4.1.7.4 В случае режима работы от встроенного генератора подключить к лабораторному модулю с помощью разъема *XW1* частотомер электронно-счетный ЧЗ-54 для контроля подачи частоты импульсов.

4.1.7.5 Установить на лабораторном модуле рукоятки регулировок длительности импульсов запуска и частоты генератора импульсов в крайнее левое положение.

4.1.7.6 Установить переключатель *SA1* («Лазер») в положение «выкл.».

4.1.7.7 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.»)!

4.1.8 Выполнение работы

4.1.8.1 Включить лабораторный модуль с помощью переключателя «вкл.» («Сеть»), при этом светодиод «Индикатор питания» должен загореться красным светом; включить осциллограф С1-118А.

4.1.8.2 Подключить коаксиальный кабель с двумя щупами к осциллографу С1-118А.

4.1.8.3 Один из щупов коаксиального кабеля установить в гнездо « \perp », а другой щуп подключить поочередно к разъемам $XSI - XS5$ и зарисовать соответствующие временные диаграммы (эпюры напряжений с указанием соответствующих амплитуд и длительностей) работы схемы накачки ЛПИ-120.

4.1.8.4 Рассчитать значения резистора R_{τ} (при фиксированном значении конденсатора $CI=56$ пФ) для заданного диапазона длительности импульса запуска $\tau_{\text{зап}}$ (см. таблицу 1) с помощью формулы для расчета длительности выходного импульса одновибратора DDI :

$$\tau_{\text{зап}} = C_{\tau}R_{\tau} \ln 2 = 0,7C_{\tau}R_{\tau}, \quad (1)$$

где $C_{\tau} = CI = 56$ пФ; $R_{\tau} = R1 + R2$.

4.1.8.5 Рассчитать значения переменного резистора $R1$ для значений длительности импульса запуска $\tau_{\text{зап}}$ от рекомендуемого в таблице 1 до значения 300 нс с шагом 100 нс.

4.1.8.6 Занести значения, рассчитанные по п. п. 4.1.8.4 – 4.1.8.5 в таблицу 2.

Таблица 2 – Рассчитанные значения R_{τ} и $R1$

Значение R , кОм	Длительность импульса запуска $\tau_{\text{зап}}$, нс				
	300	400	...	900	1000
R_{τ}					
$R1$					

4.1.8.7 Получить у преподавателя измеритель мощности лазерного излучения «МУСТАНГ-СТАНДАРТ», кратко ознакомиться с руководством по

его эксплуатации.

4.1.8.8 Подключить фотоприемник для измерения импульсной мощности к измерительному блоку измерителя мощности лазерного излучения «МУСТАНГ-СТАНДАРТ», нажать кнопку включения и кнопку выбора фотоприемника импульсной мощности.

4.1.8.9 В присутствии преподавателя включить лазерный излучатель ЛПИ-120, установив переключатель *SА1* в положение «вкл.».

Категорически запрещается направлять лазерный излучатель в глаза!

4.1.8.10 Путем вращения рукоятки переменного резистора *RI* («Регулировка длительности импульсов запуска») и осциллографа С1-118А (щуп в разьеме *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 фотоприемника импульсной мощности.

4.1.8.11 Рассчитать значение средней мощности излучения при заданных параметрах излучения ($P_{\text{имп}}$, $\tau_{\text{имп}}$) (см. табл. 1) для $f_1 = 300$ Гц и $f_2 = 3000$ Гц по формуле

$$P_{\text{ср}} = P_{\text{имп}} \cdot f \cdot \tau_{\text{имп}} . \quad (2)$$

4.1.8.12 Измерить с помощью измерителя мощности лазерного излучения среднюю мощность излучения на указанных в п. 4.1.8.11 частотах (при $\tau_{\text{зап}} = 550$ нс, т.е. рукоятка «Регулировка длительности импульсов запуска» в крайнем правом положении), подключив к измерительному блоку фотоприемник для измерения средней мощности и нажав кнопку выбора фотоприемника средней мощности.

4.1.8.13 Занести расчетные значения $P_{\text{ср}}$, полученные по формуле (2) и при измерении в п. 4.1.8.12, в таблицу 3.

Таблица 3 – Значения средней мощности излучения

Значение f , Гц	Значение средней мощности $P_{\text{ср}}$, мВт	
	расчетное	измеренное
300		
3000		

4.1.9 Содержание отчета

Отчет по экспериментальной части работы должен содержать параметры накачки ЛПИ-120 (см. таблицу 1); рисунки 8 - 9; таблицу 2; временные диаграммы с разъемов $XS1$ - $XS5$ с указанием соответствующих амплитуд и длительностей; значение минимального порога срабатывания (накачки) ЛПИ-120 по длительности импульса запуска $\tau_{\text{зап}}(\text{min})$; таблицу 3 с расчетными 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.

4.2 ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ВХОДНОГО УСТРОЙСТВА ЛАЗЕРОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ С БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ

4.2.1 Цель работы

Углубление теоретических знаний в области проектирования и ремонта лазеротерапевтических аппаратов и устройств с биологическими обратными связями; приобретение практических навыков экспериментального исследования входных устройств лазеротерапевтических аппаратов с биологической обратной связью.

4.2.2 Содержание работы

Экспериментальные исследования типового входного устройства лазеротерапевтических аппаратов с биологической обратной связью.

4.2.3 Экспериментальное оборудование

Лабораторный модуль, включающий фотоэлектрический датчик пульса, входное устройство для лазерных биоуправляемых аппаратов и источник питания; частотомер электронносчетный ЧЗ-54; осциллограф С1-118А.

4.2.4 Подготовка к работе

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

- физиотерапевтические аппараты с биоуправлением (с биологической обратной связью) [4, 7];
- физический принцип работы фотоэлектрических датчиков пульса [8];
- схемотехника и расчет фотоэлектрического датчика пульса [9 - 12].

4.2.5 Вопросы для самопроверки

1. Перечислите виды физиотерапии, в которых используются физиоте-

рапевтические аппараты с биологической обратной связью (аппараты для хронотерапии). Приведите примеры серийно выпускаемых физиотерапевтических аппаратов с биоуправлением по биоритмологическим показателям, в частности – лазерных биоуправляемых аппаратов.

2. На каком физическом принципе построены фотометрические методы измерений при получении фотоплетизмограмм?

3. Приведите основные схемы конструкций фотоэлектрических датчиков пульса.

4. Приведите основной алгоритм расчета фотоэлектрического датчика пульса на фотодиоде, работающем в генераторном режиме.

4.2.6 Теоретическая часть работы

Одним из основных перспективных направлений развития физиотерапевтической техники 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.) (таблица 4).

Как видно из таблицы 4, наиболее часто используемым параметром в биологической обратной связи физиотерапевтических аппаратов является частота пульса пациента. Для исследования данного биоритмологического показателя чаще всего используются фотометрические методы получения измерительной информации. В основу их положена способность биологической ткани изменять степень поглощения или отражения светового потока, проходящего через нее. Если световой поток пропускать через биологическую ткань, в которой имеются кровеносные сосуды, и оценивать значение светового потока, прошедшего через нее, то поглощение (абсорбция) светового излучения будет зависеть от толщины биоткани, ее внутренней структуры, размеров кровеносных сосудов и спектрального состава источника света.

Таблица 4 – Примеры физиотерапевтических аппаратов с биологической обратной связью

№ п/п	Наименование аппарата	Назначение	Производитель
1	Аппарат электролазерный терапевтический урологический АЭЛТУ-02 «ЯРИЛО-СИНХРО»	Синхронизация лазерного воздействия и электрической стимуляции с пульсом пациента для вызывания синергетического биорезонансного эффекта в предстательной железе	ФГУП НИИ «ПОЛЮС» (г. Москва)
2	Электромагнитный аппарат «КАСКАД-СИНХРО (БИОС)»	Синхронизация воздействующего поля с параметрами пульсового кровенаполнения и изменение параметров фазовой синхронизации для снижения в максимальной степени тонуса сосудистого русла, а в случае необходимости – увеличения его на заданную величину	МГТУ им. Н.Э. Баумана (г. Москва)
3	Аппарат лазерный терапевтический «МУСТАНГ-БИО» (модели 016, 017, 022, 023, 024)	Наличие датчиков пульса и дыхания позволяет использовать сигналы этих основных характеристик кровотока для синхронизации интенсивности лазерного воздействия с ритмами микроциркуляции и обеспечить оптимальные трофические условия в месте патологии	НПЛЦ «ТЕХНИКА» (г. Москва)
4	Магнито-инфракрасный лазерный аппарат квантовой терапии с биологической обратной связью «РИКТА-05-БИО»	Индивидуальное автоматическое дозирование и оптимизация режима физиотерапевтического воздействия с одновременной хронодиагностикой функционального состояния организма пациента и оценкой реакций пациента в ходе самого сеанса лечения по динамике отношения частоты пульса к частоте дыхания	ЗАО «МИЛТА-ПКП ГИТ» (г. Москва)

При изменении размеров сосудов, пульсирующих синхронно с работой сердца, соответственно меняются степень поглощения светового потока и коэффициент его отражения. Таким образом, фотоэлектрические датчики пульса (например, оптопара светодиод-фотодиод) могут работать как на просвет, так и на отражение (рисунок 10).

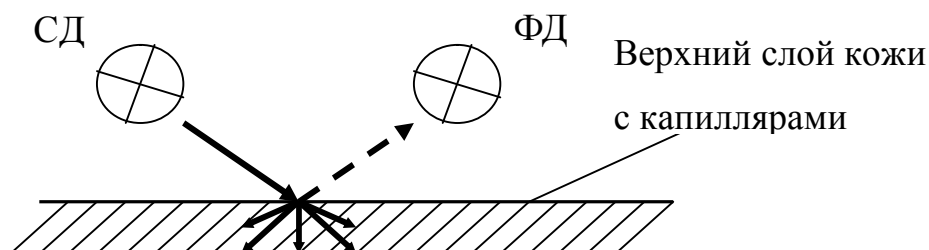


Рисунок 10 – Отражение излучения светодиода от кожи человека

На выходе фотоприемника будет регистрироваться сигнал, который однозначно характеризует пульсацию крови в кровеносных сосудах. В данной лабораторной работе используется фотоэлектрический датчик пульса, работающий на отражение.

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

$$\text{ЧСС} = \frac{60}{T}, \quad (3)$$

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

Конструктивно фотоэлектрические датчики пульса выполняются в виде клипсы (рисунок 11), закрепляемой на пальце руки пациента или мочке уха, или манжеты (застегиваемой на пальце руки), которая используется в данной лабораторной работе.

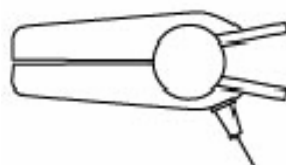


Рисунок 11 – Пример фотоэлектрического датчика пульса в виде клипсы

Алгоритм расчета фотоэлектрического датчика пульса заключается в следующем. В качестве источника излучения выбираем светодиод, излучающий в ближнем инфракрасном диапазоне, – светодиод марки АЛ1107Б (таблица 5). Рассчитываем схему включения светодиода (рисунок 12).

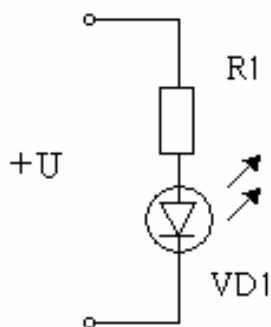


Рисунок 12 – Схема включения светодиода

Сопротивление токозадающего сопротивления определяется по формуле

$$R1 = (U - U_{пр}) / I_{пр}, \quad (4)$$

где U – напряжение источника питания (9 В);

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

$I_{пр}$ – постоянный прямой ток светодиода (20 мА).

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

В качестве фотоприемного устройства выбираем фотодиод, работающий в генераторном (фотогальваническом) режиме (таблица 6).

Таблица 5 – Основные характеристики светодиодов, использующихся в фотоэлектрических датчиках пульса

Марка светодиода	Диапазон длин волн излучения λ , мкм	Постоянное прямое напряжение $U_{пр}$, В	Постоянный прямой ток $I_{пр}$, мА	Мощность излучения $P_{изл}$, мВт	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 6 – Основные характеристики фотодиодов, использующихся в фотоэлектрических датчиках пульса

Марка фотодиода	Спектральная чувствительность $\Delta\lambda$, мкм	Длина волны максимума спектральной чувствительности λ_{max} , мкм	Точковая интегральная чувствительность $S_{I_{инт}}^{табл}$, мА/лм (мкА/лк)	Темновой ток I_s , мкА	Рабочее напряжение U_p , В	Постоянная времени τ , 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	$4 \cdot 10^{-6}$
ФД-7К	0,4-1,1	0,82-0,86	$(4,7 \cdot 10^{-1})$	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	$6 (4,7 \cdot 10^{-1})$	2,5	27	10^{-5}
ФД-25К	0,4-1,1	0,8-0,9	$(4 \cdot 10^{-3})$	1	20	$7,5 \cdot 10^{-6}$
ФД-256	0,4-1,1	0,75-0,9	6	0,005	10	$2 \cdot 10^{-9}$
КФДМ	0,5-1,12	0,85-0,92	$(7,5 \cdot 10^{-3})$	1	20	10^{-5}

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

$$R_{\text{нmax}} = 0,2 \cdot k \cdot \Theta / e \cdot I_{\text{фmax}}, \quad (5)$$

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

Θ – абсолютная температура фотодиода, К;

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

$I_{\text{фmax}}$ – максимальный ток фотодиода.

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

$$R_{\text{н}} = \frac{0,88 \cdot A \cdot k \cdot \Theta}{e \cdot I_s} \cdot \frac{\ln(I_{\text{ф}}/I_s)}{I_{\text{ф}}/I_s}, \quad (6)$$

где A – коэффициент, зависящий от материала фотодиода, обычно $A = 1 \dots 4$ (для германиевых фотодиодов);

I_s – темновой ток, А.

Из предыдущей формулы видно, что необходимо рассчитать фототок $I_{\text{ф}}$ в фотодиоде. Выбираем фотодиод ФД-3К со следующими характеристиками:

- область спектральной чувствительности $\Delta\lambda = 0,5..1,1$ мкм;
- длина волны максимума спектральной чувствительности $\lambda_{\text{max}} = 0,85$ мкм;
- рабочее напряжение $U_p = 15$ В;
- темновой ток $I_s = 0,5$ мкА;
- токовая интегральная чувствительность $S_{I_{\text{инт}}}^{\text{табл}} = 3$ мА/лм.

Фототок рассчитывается по следующей формуле:

$$I_{\text{ф}} = S_{I_{\text{инт}}} \cdot \Phi_{\text{опт}}, \quad (7)$$

где $S_{I_{инт}}$ – токовая интегральная чувствительность, рассчитанная для нашего случая;

$\Phi_{опт}$ – мощность оптопары.

Токовую интегральную чувствительность определяем по формуле

$$S_{I_{инт}} = \frac{683}{V} \cdot S_{ср} \cdot S_{I_{инт}}^{табл}, \quad (8)$$

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

V – коэффициент видности, определяемый по кривой видности;

$S_{ср}$ – средняя спектральная чувствительность фотодиода с учетом кривой видности.

Строим спектральную характеристику фотодиода и кривую видности (рисунок 13). Перемножаем эти кривые и определяем среднюю спектральную чувствительность фотодиода с учетом кривой видности:

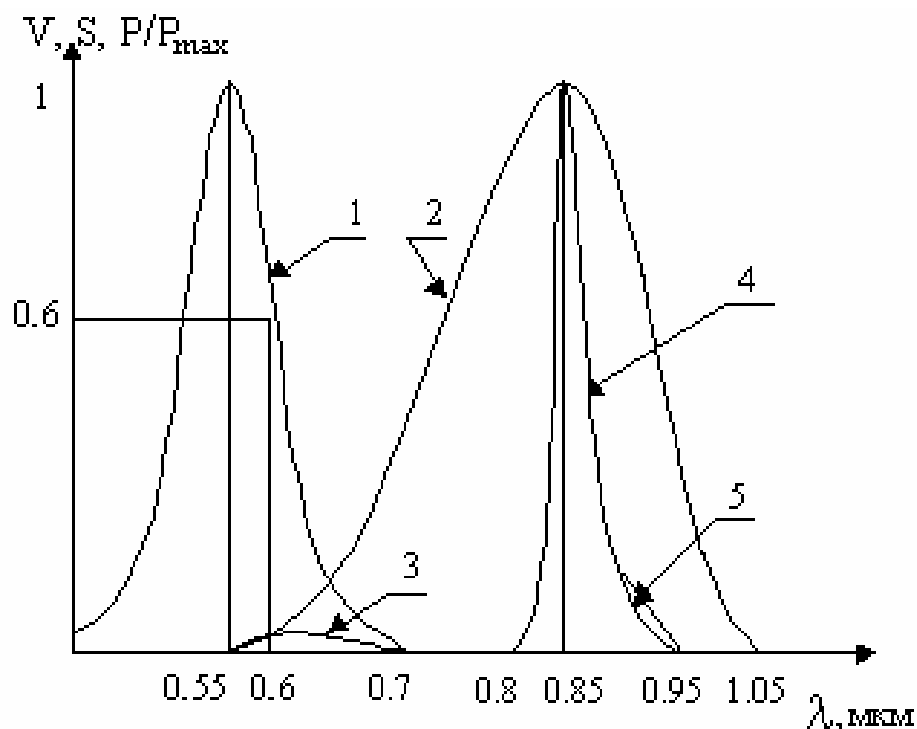
$$S_{ср} = \frac{0,02 + 0,04 + 0,03 + 0,02 + 0,01}{6} = 0,02. \quad (9)$$

По полученной кривой для $S_{ср} = 0,02$ определяем $\lambda_{ср} = 0,6$ мкм. По кривой видности $V = 0,6$. Подставив полученные значения в формулу (8), получаем:

$$S_{I_{инт}} = \frac{683}{0,6} \cdot 0,02 \cdot 0,003 = 0,08 \text{ А/Вт.}$$

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

$$S_{ср} = \frac{0,19 + 1 + 0,21 + 0,1 + 0,03}{6} = 0,255.$$



- 1 – кривая видности;
- 2 – спектральная характеристика фотодиода;
- 3 – спектральная характеристика чувствительности фотодиода с учетом кривой видности;
- 4 – P/P_{\max} характеристика светодиода;
- 5 – спектральная характеристика чувствительности оптопары.

Рисунок 13 – Графики, иллюстрирующие расчет фотоэлектрического датчика пульса

Далее рассчитываем мощность оптопары:

$$\Phi_{\text{опт}} = \Phi_{\text{сид}} \cdot S_{\text{ср}}^{\text{опт}} \quad (10)$$

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

$$\Phi_{\text{сид}} = k_{\text{п}} \cdot P_{\text{изл}} \quad (11)$$

где $k_{\text{п}}$ – коэффициент поглощения (для худшего случая $k_{\text{п}} = 0,2$);

$P_{\text{изл}}$ – мощность излучения светодиода ($P_{\text{изл}} = 10$ мВт).

$$\Phi_{\text{сид}} = 0,2 \cdot 10 = 2 \text{ мВт.}$$

Теперь рассчитываем мощность оптопары:

$$\Phi_{\text{опт}} = 2 \cdot 10^{-3} \cdot 0,255 = 0,51 \text{ мВт.}$$

Значение фототока примет вид:

$$I_{\phi} = 0,08 \cdot 0,51 = 0,0408 \text{ мА.}$$

Тогда

$$I_{\phi} / I_s = \frac{0,0408 \cdot 10^{-3}}{0,5 \cdot 10^{-6}} = 81,6,$$

что соответствует условию $50 \leq I_{\phi} / I_s \leq 10^{10}$.

$$\text{Поэтому } R_{\text{н}} = \frac{0,88 \cdot 3 \cdot 1,38 \cdot 10^{-23} \cdot 298 \cdot 4,9}{1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 0,5 \cdot 10^{-6} \cdot 136} \approx 5,5 \text{ кОм.}$$

В качестве схемы включения фотодиода выбираем фильтр низких частот на основе операционного усилителя. Производим расчет схемы включения фотодиода (рисунок 14).

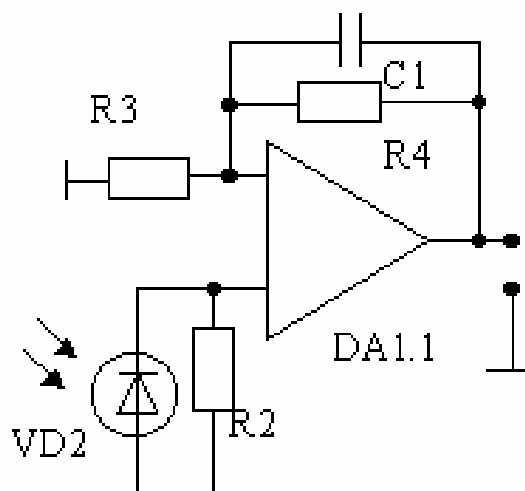


Рисунок 14 – Схема включения фотодиода

Для расчета задаемся значением коэффициента усиления схемы $k_y = 10$, пусть емкость $C1 = 0,3$ мкФ. Тогда сопротивление $R4$ равно:

$$R4 = \tau^2 / C1. \quad (12)$$

Значение постоянной времени τ определяем из соотношения

$$\tau^2 = 1 / \omega. \quad (13)$$

$\omega = 2 \cdot 3,14 \cdot 7 = 43,96$, тогда $\tau = 0,023$. Следовательно,

$$R4 = 0,023 / 0,3 \cdot 10^{-6} = 76 \text{ кОм.}$$

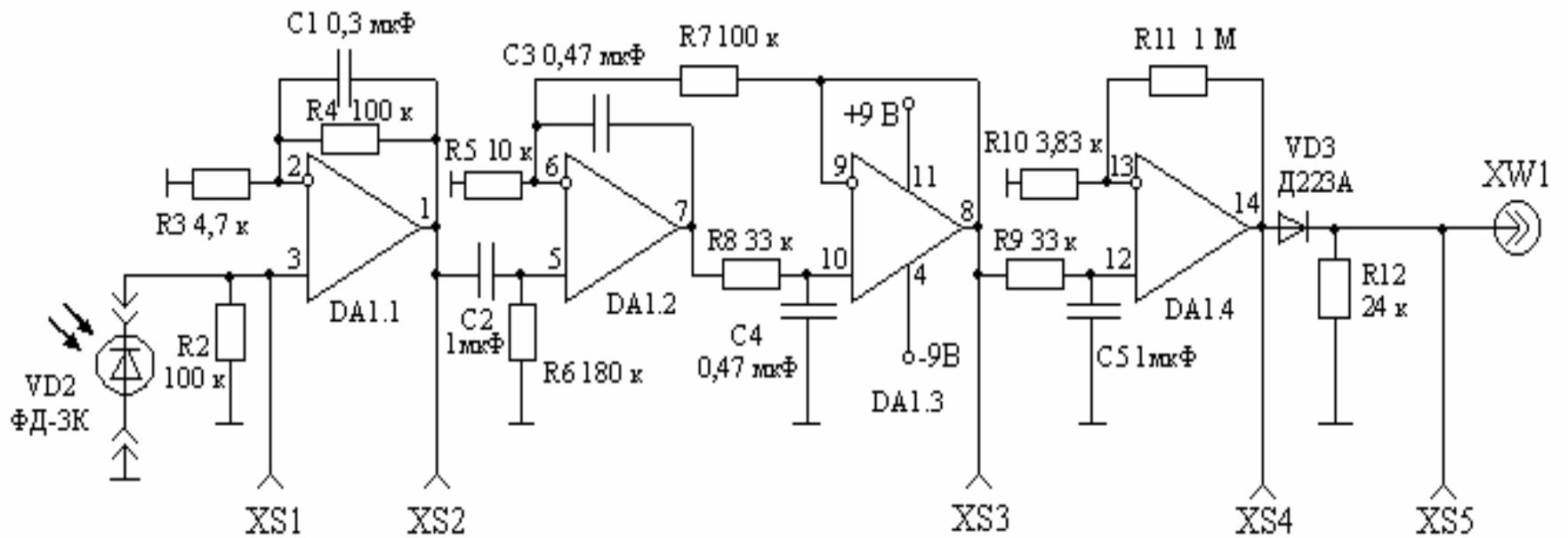
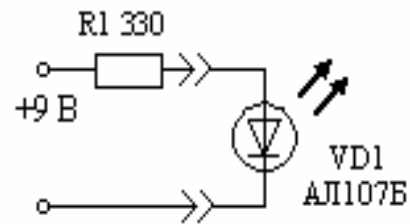
Из стандартного ряда выбираем сопротивление 100 кОм.

$$R2 = R4 = 100 \text{ кОм.}$$

$$R3 = 4,7 \text{ кОм.}$$

Представленный расчет фотоэлектрического датчика пульса аналогичен расчетам оптопар АЛ1179А1 – 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 15). 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 физиотерапевтического аппарата с биологической обратной связью.



DA1.1-DA1.4 - KP1401YD2A

Рисунок 15 – Электрическая принципиальная схема лабораторного модуля с фотоэлектрическим датчиком пульса

4.2.7 Подготовка к выполнению лабораторной работы

4.2.7.1 Ознакомьтесь с алгоритмом расчета фотоэлектрического датчика пульса, состоящего из оптопары светодиод-фотодиод (СИД-ФД). При этом особое внимание следует обратить на выбор оптопары по их спектральным характеристикам.

4.2.7.2 Ознакомьтесь с работой электрической принципиальной схемы лабораторного модуля – типового входного устройства с фотоэлектрическим датчиком пульса для биоуправляемых аппаратов.

4.2.7.3 Закрепить в области ногтевой фаланги пальца руки манжету с фотоэлектрическим датчиком пульса. При этом убедитесь, что оптопара светодиод-фотодиод располагается на концевом осязательном мякише пальца.

4.2.8 Выполнение работы

4.2.8.1 Подключите фотоэлектрический датчик пульса и блок питания к гнездам «Вход ДП» и «Вход питания» лабораторного модуля соответственно.

4.2.8.2 Подключите блок питания к электросети, включите его кнопкой «Сеть»; подключите к электросети осциллограф С1-118А и частотомер электронносчетный ЧЗ-54.

4.2.8.3 С помощью специальной манжеты закрепите 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.

4.2.8.4 С помощью вращения рукоятки переменного резистора на передней панели блока питания лабораторного модуля установите оптимальное значение тока светодиода, регулируемое в диапазоне $I_{пр} = 5...35$ мА, по качеству сигнала (максимальная амплитуда, помехоустойчивость) периферической фотоплетизмограммы, снимаемой с разъема XS2.

4.2.8.5 Нарисуйте временные диаграммы сигналов с разъемов XS1 - XS5 с указанием соответствующих амплитуд и длительностей.

4.2.8.6 С помощью вращения манжеты с оптопарой фотоэлектрическо-

го датчика пульса вокруг пальца руки и наблюдения сигнала на разъеме *XS2* сделайте вывод о стабильности работы палечного датчика пульса, работающего по отражению, от места установки его на пальце, степени прижатия оптопары к пальцу и другим артефактам.

4.2.8.7 Подключите к лабораторному модулю с помощью разъема *XW1* частотомер электронносчетный ЧЗ-54 и с помощью блока измерения интервалов времени снимите экспериментальные значения измерения периода пульса для каждого участника подгруппы. Результаты занесите в таблицу 7.

Таблица 7 – Экспериментальные значения измерения частоты пульса

Участник подгруппы	Количество измерений n	Период пульса $T_{п}$, мс	Частота пульса ЧСС, уд./мин
1	1		
	2		
	:		
	10		
2	1		
	2		
	:		
	10		
N	1		
	2		
	:		
	10		

4.2.9 Содержание отчета

Отчет по экспериментальной части работы должен содержать основные формулы алгоритма расчета фотоэлектрического датчика пульса; основные характеристики в виде таблицы оптопары светодиод-фотодиод, используемой в фотоэлектрическом датчике пульса данной лабораторной работы (см. таблицы 5 и 6); электрическую принципиальную схему лабораторного модуля – входного устройства с фотоэлектрическим датчиком пульса (см. рисунок 15); временные диаграммы с разъемов *XS1* - *XS5* с указанием соответствующих амплитуд и длительностей; значение выбранного оптимального тока

светодиода; таблицу 7, а также выводы по работе, характеризующие достоинства и недостатки применения исследуемого фотоэлектрического датчика пульса и схемы его включения в качестве входного устройства лазеротерапевтических аппаратов с биологической обратной связью.

4.3 ИССЛЕДОВАНИЕ УСТРОЙСТВА ФОРМИРОВАНИЯ УПРАВЛЯЮЩИХ ВОЗДЕЙСТВИЙ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ ТЕХНИКИ

4.3.1 Цель работы

Углубление теоретических знаний в области проектирования и ремонта лазерных терапевтических аппаратов и устройств; приобретение практических навыков экспериментального исследования устройств формирования управляющих воздействий в лазерных биоуправляемых аппаратах.

4.3.2 Содержание работы

Экспериментальные исследования устройства формирования управляющих воздействий, использующихся в лазерной биоуправляемой аппаратуре.

4.3.3 Экспериментальное оборудование

Лабораторный модуль, включающий два устройства формирования управляющих воздействий; частотомер электронносчетный ЧЗ-54; осциллограф С1-118А, вольтметр универсальный цифровой В7-23.

4.3.4 Подготовка к работе

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

- физиотерапевтические аппараты с регулируемыми параметрами воздействия по обратной связи с пациентом [4, 13];
- схемотехника генераторов импульсов с управляемым напряжением [14 - 18];
- аналоговая и цифровая элементная база [6].

4.3.5 Вопросы для самопроверки

1. Перечислите виды физиотерапии, в которых используются физиоприборы и аппараты с регулируемыми параметрами воздействия по обратной связи с пациентом.
2. Укажите основные физиологические параметры организма человека, которые используются в качестве управляющих параметров в биоуправляемых лазерных аппаратах.
3. На основе чего могут быть построены устройства регулирования параметров воздействия физиотерапевтической техники?
4. Приведите основные схемы построения генераторов импульсов с управляемым напряжением.

4.3.6 Теоретическая часть

В настоящее время в физиотерапии, в частности в лазерной терапии, в качестве физиологических параметров для обратной связи «пациент-аппаратура» используются: частота пульса, частота дыхания, температура поверхности кожи, коэффициент отражения кожи, ЭДС в БАТ. Кроме того, постоянно исследуется целесообразность применения новых параметров.

Одним из основных блоков физиотерапевтической техники с регулируемыми параметрами воздействия по обратной связи с пациентом является устройство формирования управляющих воздействий, в качестве которого может использоваться преобразователь напряжения в частоту, обеспечивающий регулирование частоты подачи импульсов (например, лазерных, электромагнитных или электрических) в зависимости от управляющего напряжения. К данному устройству предъявляются требования высокого быстродействия и надежности.

Например, известен генератор импульсов с электронной перестройкой частоты, содержащий операционный усилитель, конденсатор, два полевых транзистора и три резистора [15]. Однако генератор питается от двуполярного источника питания, а значит, и импульсы на выходе также двуполярные.

Кроме того, у этого генератора на высоких частотах крутизна фронтов уменьшается, что снижает его быстродействие. Известен генератор импульсов, содержащий триггер Шмитта, конденсатор и резистор [16]. Данный генератор работает на фиксированной частоте, что не обеспечивает возможности его использования в физиотерапевтических аппаратах с регулированием параметров воздействия по обратной связи с пациентом.

В лабораторной работе предлагается исследовать устройство преобразователя напряжения в частоту (рисунок 16).

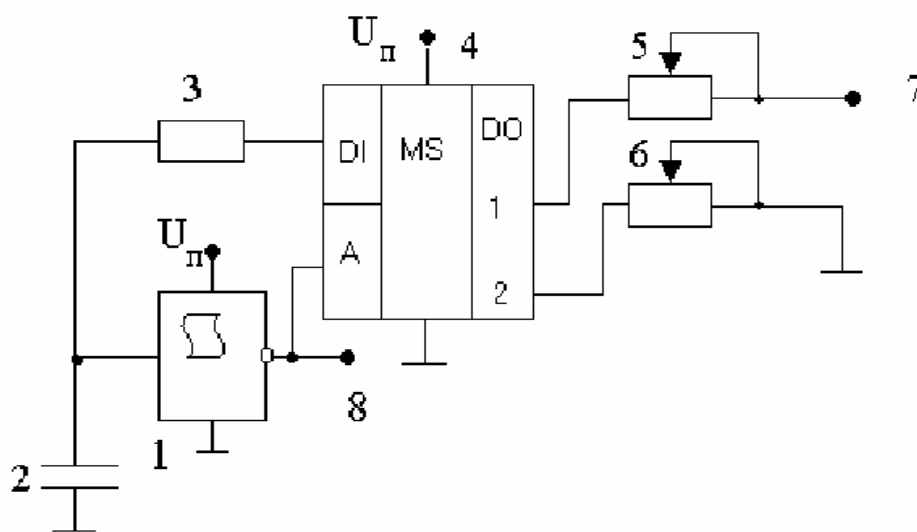


Рисунок 16 – Функциональная схема преобразователя напряжения в частоту

Вход триггера Шмитта 1 через конденсатор 2 соединен с общей шиной, а через постоянный резистор 3 – с информационным входом мультиплектора 4, адресный вход которого соединен с выходной клеммой 8, первый выход через переменный резистор 5 соединен с входной клеммой 7, а второй выход через переменный резистор 6 соединен с общей шиной. Триггер Шмитта 1 и мультиплексор 4 подключены к источнику питания и общей шине. Принцип работы преобразователя поясняется временными диаграммами (рисунок 17).

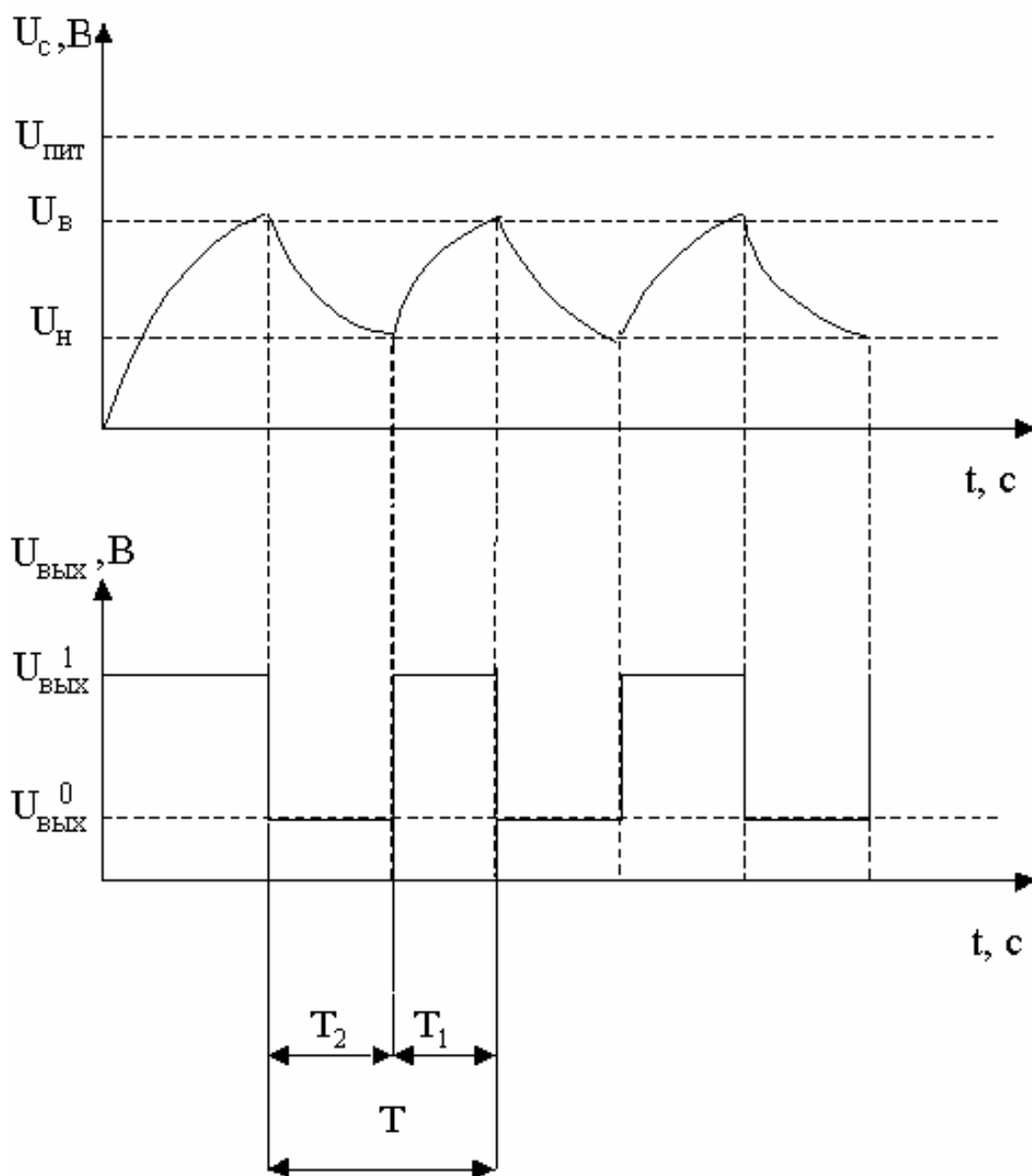


Рисунок 17 – Временные диаграммы, поясняющие принцип работы преобразователя напряжения в частоту

При включении питания преобразователя на выходе триггера Шмитта 1 устанавливается напряжение высокого уровня $U_{\text{ВЫХ}}^1$, при этом мультиплексор 4 подключен к источнику внешнего напряжения через клемму 7. Конденсатор 2 заряжается от источника управляющего напряжения по экспоненциальному закону с постоянной времени T_1 , определяемой резисторами 3 и 5, и в момент времени, когда напряжение на входе триггера Шмитта достигает верхнего порога срабатывания U_B , он переключается в состояние с низким уровнем выходного напряжения $U_{\text{ВЫХ}}^0$. При этом мультиплексор 4 переключо-

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

$$T_1 = (R + R_1) \cdot C \cdot \ln \frac{U_{\text{упр}} - U_H}{U_{\text{упр}} - U_B}; \quad (14)$$

$$T_2 = (R + R_2) \cdot C \cdot \ln \frac{U_H}{U_B}, \quad (15)$$

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

R – сопротивление постоянного резистора 3;

R_1 – сопротивление переменного резистора 5;

R_2 – сопротивление переменного резистора 6;

C – емкость конденсатора 2;

$U_{\text{упр}}$ – управляющее напряжение (напряжение внешнего источника);

U_H – нижний уровень срабатывания триггера Шмитта;

U_B – верхний уровень срабатывания триггера Шмитта.

Частота следования импульсов определяется соотношением:

$$f = \frac{1}{T}. \quad (16)$$

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

Рассматриваемое устройство можно упростить и тем самым повысить его надежность. Для этого преобразователь напряжения в частоту, содержащий триггер Шмитта, вход которого через конденсатор соединен с общей шиной и с одним концом постоянного резистора, второй резистор, соединенный с входом преобразователя, должен содержать диод, катод которого соединен с выходом триггера Шмитта, а анод через второй резистор соединен с

источником внешнего напряжения и со вторым концом первого резистора. На рисунке 18 приведена функциональная схема данного преобразователя напряжения в частоту.

Временные диаграммы, поясняющие принцип работы преобразователя, аналогичны диаграммам, представленным на рисунке 17.

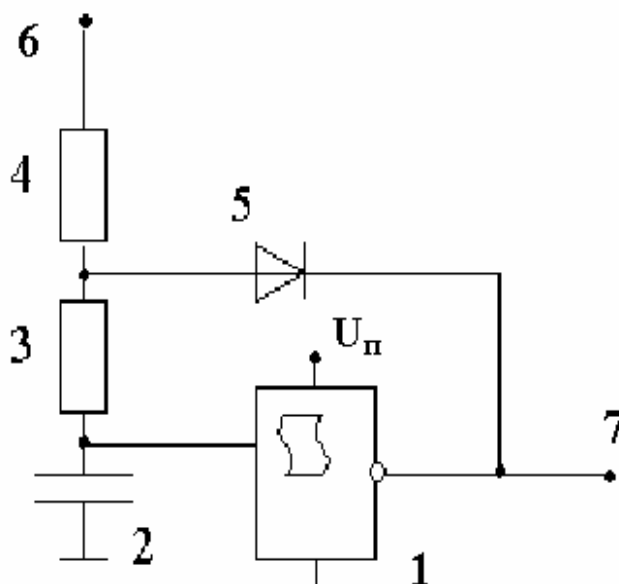


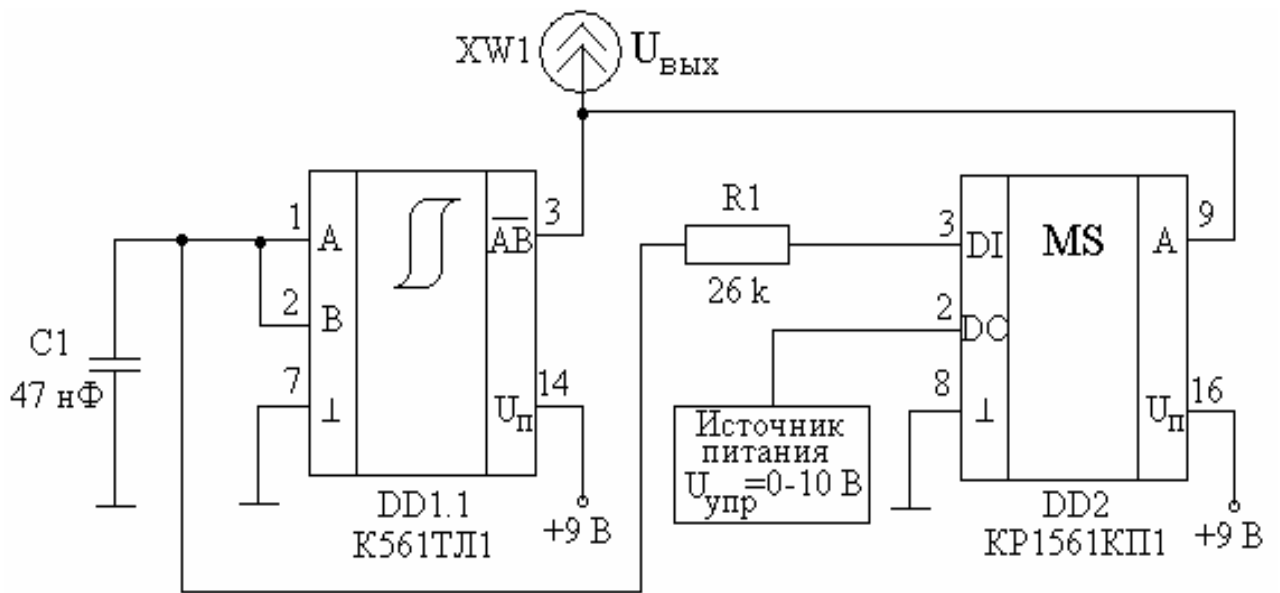
Рисунок 18 – Функциональная схема преобразователя напряжения в частоту

Данный преобразователь напряжения в частоту работает следующим образом. При включении питания преобразователя на выходе триггера Шмитта 1 устанавливается напряжение высокого уровня $U_{\text{ВЫХ}}^1$, при этом диод 5 заперт в прямом направлении, и конденсатор 2 заряжается от источника управляющего напряжения по экспоненциальному закону с постоянной времени T_1 , определяемой резисторами 3 и 4, и в момент времени, когда напряжение на входе триггера Шмитта достигает верхнего порога срабатывания $U_{\text{В}}$, он переключается в состояние с низким уровнем выходного напряжения $U_{\text{ВЫХ}}^0$. При этом диод 5 открывается, и конденсатор 2 разряжается через него с постоянной времени T_2 , определяемой резистором 3. Когда напряжение на входе триггера Шмитта достигает нижнего порога срабатывания $U_{\text{Н}}$, он переключается в состояние с высоким уровнем выходного напряжения $U_{\text{ВЫХ}}^1$, и

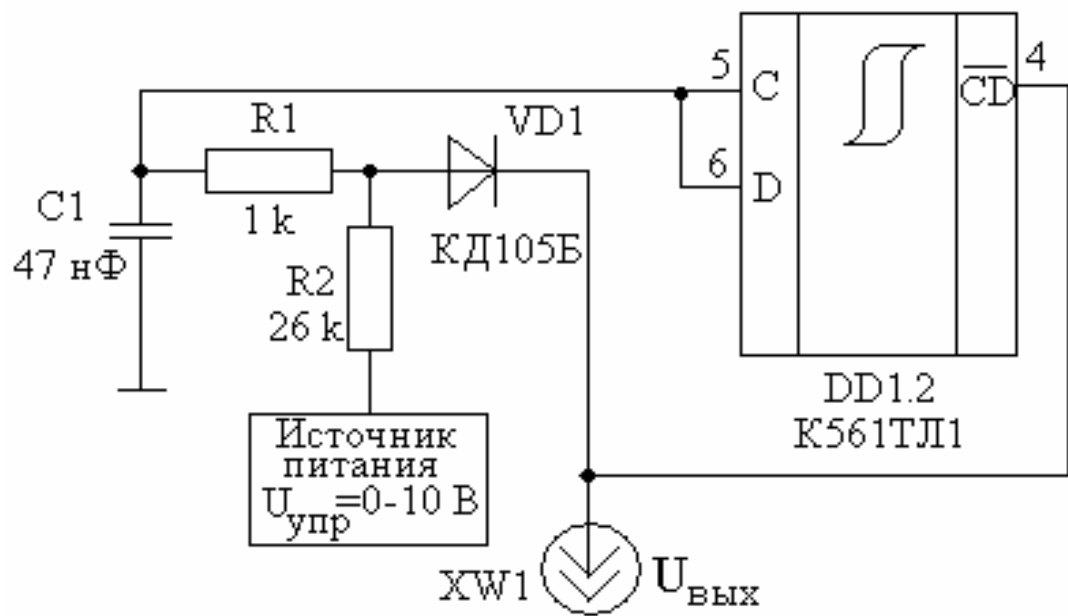
процесс повторяется. Период повторения импульсов определяется по формуле $T = T_1 + T_2$, причем T_1 и T_2 рассчитываются по (14) и (15) соответственно с учетом отсутствия R_2 . Частота следования импульсов определяется по (16).

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

Один из вариантов предложенных функциональных схем преобразователя напряжения в частоту (рисунки 17 и 18) в данной лабораторной работе реализован с помощью микросхем триггера Шмитта К561ТЛ1 ($U_H = 1,3$ В; $U_B = 7,3$ В) и мультиплексора КР1561КП1 с напряжением питания $U_{пит} = 9$ В, при $R = 26$ кОм и $C = 47$ нФ (рисунок 19, а и 19, б соответственно).



a



б

Рисунок 19 – Схемы электрические принципиальные преобразователей напряжения в частоту

4.3.7 Подготовка к выполнению лабораторной работы

4.3.7.1 Ознакомиться с типовыми схемами генераторов импульсов с управляемым напряжением. При этом особое внимание следует обратить на изучение схем генераторов с однополярными импульсами, рассматриваемых в лабораторной работе.

4.3.7.2 Ознакомиться с работой электрической принципиальной схемы рассматриваемых преобразователей напряжения в частоту.

4.3.7.3 Подключить к лабораторному модулю в схемах 1 и 2 (рисунок 19, а и 19, б) с помощью разъема *XW1* двухканальный осциллограф С1-118А.

4.3.8 Выполнение работы

4.3.8.1 Рассчитайте для схем 1 и 2 (рисунок 19, а, б) по формулам (14) - (16) значения частоты импульсов f для диапазона управляемого напряжения $U_{упр} = 0 - 10$ В с дискретностью 0,5 В. Результаты занесите в таблицу 8.

Таблица 8 – Рассчитанные и экспериментальные значения $f(U_{упр})$

Значение f , Гц	Управляемое напряжение $U_{упр}$, В					
	0	0,5	1	...	9,5	10
$f_{расч}$ (схемы 1 и 2)						
$f_{эксп}$ (схема 1)						
$f_{эксп}$ (схема 2)						

4.3.8.2 Включите лабораторный модуль кнопкой «СЕТЬ», осциллограф С1-118А, частотомер электронносчетный ЧЗ-54, вольтметр универсальный цифровой В7-23.

4.3.8.3 Путем вращения рукоятки источника питания ($U_{упр} = 0 - 10$ В) с дискретностью 0,5 В установите управляющее напряжение $U_{упр} = 5$ В и зарисуйте полученные импульсы для схем 1 и 2 (рисунок 19, а, б), используя двухканальный осциллограф С1-118А (поочередно переключая каналы).

4.3.8.4 Подключите к лабораторному модулю в схеме 1 (рисунок 19, а)

с помощью разъема *XW1* частотомер электронносчетный ЧЗ-54, выходное гнездо источника питания ($U_{\text{упр}} = 0 - 10 \text{ В}$) лабораторного модуля подключите к вольтметру универсальному цифровому В7-23 и снимите экспериментальную зависимость $f(U_{\text{упр}})$. Результаты занесите в таблицу 8.

4.3.8.5 Аналогично снимите экспериментальную зависимость $f(U_{\text{упр}})$ для схемы 2 (рисунок 19, б). Результаты занесите в таблицу 8.

4.3.8.6 Постройте графики рассчитанных и экспериментальных зависимостей $f(U_{\text{упр}})$ для схем 1 и 2.

4.3.8.7 Рассчитайте коэффициент нелинейности полученных зависимостей по отклонению экспериментальной кривой от расчетной для диапазона от $f(5 \text{ В})$ до $f(8 \text{ В})$ по формуле:

$$H = \frac{\Delta f_{\text{max}}}{f(U_2) - f(U_1)} \cdot 100 \% . \quad (17)$$

4.3.9 Содержание отчета

Отчет по экспериментальной части работы должен содержать функциональные и электрические принципиальные схемы исследуемых преобразователей напряжения в частоту (рисунки 16, 18, 19); временные диаграммы, поясняющие принцип работы преобразователей (рисунок 17); временные диаграммы с полученными импульсами для $U_{\text{упр}} = 5 \text{ В}$ (для схем 1 и 2) с указанием соответствующих амплитуд и длительностей; таблицу 8; графики рассчитанных и экспериментальных зависимостей $f(U_{\text{упр}})$ для схем 1 и 2; рассчитанные коэффициенты нелинейности полученных зависимостей для диапазона от $f(5 \text{ В})$ до $f(8 \text{ В})$, а также выводы по работе.

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, 4, 19];
- основные технические решения метрологического обеспечения лазерной терапевтической аппаратуры [2, 4, 19];
- основная специфика метрологического обеспечения лазерной терапевтической аппаратуры [2, 4, 19].

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 основная 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 ее 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 технического ее упрощения, нецелесообразность создания сложных устройств контроля и управления. Дополнительно следует указать, что техническое обслуживание в процессе эксплуатации этой аппаратуры, как правило, осуществляется на недостаточно высоком уровне из-за отсутствия в медицинских учреждениях

соответствующих специалистов.

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

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

Вследствие большой расходимости и специфической диаграммы направленности излучение головки происходит в достаточно большом телесном угле (до 60 и более градусов). Для измерения всей мощности таких излучателей в технике применяют приборы с полостными приемниками или полостными приемными головками, в частности на основе фотометрического шара (ФМШ), обеспечивающего перехват излучения в очень большом (до 180 градусов) 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 фотоприемников с плоской поверхностью и ограниченной угловой апертурой. Это приводит к тому, что при измерении в фотометр попадает только часть излучения, ограниченная апертурой фотоприемника. Кроме того, происходит значительное переотражение падающего под большим углом от поверхности фотоприемника излучения. Вследствие этого результаты измерения мощности оказываются заниженными.

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.

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 несовместимости 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 недорогими, предельно простыми, удобными и надежными в эксплуатации. Этим требованиям вполне удовлетворяют простые по схеме фотоэлектрические фотометры на основе полупроводниковых фотоприемников (как правило, используются кремниевые фотодиоды типа ФД-24К). По своему назначению такого рода фотометры принципиально могут быть двух типов: в виде самостоятельного, конструктивно независимого прибора (далее – «малогабаритный фотометр») и в виде встроенного в лазерный аппарат прибора, конструктивно составляющего с аппаратом единое целое (далее – «встроенный фотометр»).

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

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 следующим причинам.

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

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

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

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

Дозиметр – средство измерения параметров лазерного луча 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 отраженного излучения на организм с точки зрения не превышения предельно допустимых уровней (ПДУ) и градуированы в единицах мощности (Вт), энергии (Дж), облученности ($\text{Вт}/\text{см}^2$) или энергетической экспозиции ($\text{Дж}/\text{см}^2$). При этом доза воздействия определяется как

интегральное значение параметра излучения, прошедшего через фиксированную по размеру ограничивающую апертуру. Погрешность измерения дозиметров, как правило, находится в пределах 20 - 30 %. Нередко в дозиметрах применяются формирующие входные оптические элементы. Как средства измерения, предназначенные для количественных оценок, дозиметры подлежат обязательной первичной и периодической поверке и калибровке.

Фотометр – это средство измерения, предназначенное для количественной оценки значения параметров оптического излучения с данной степенью точности. Он является наиболее совершенным из рассматриваемой группы устройств. Фотометры применяются для контроля и измерения полного интегрального значения энергетических параметров оптического излучения и градуированы в единицах мощности (Вт) или энергии (Дж). Погрешность измерения фотометров не превышает 15 - 20 %. Обычно в фотометрах применяются формирующие оптические элементы, обеспечивающие усреднение потока по площади поперечного сечения и собирание его на приемную площадку фотоприемника. Как средства измерения, предназначенные для количественных оценок, фотометры подлежат обязательной первичной и периодической поверке и калибровке.

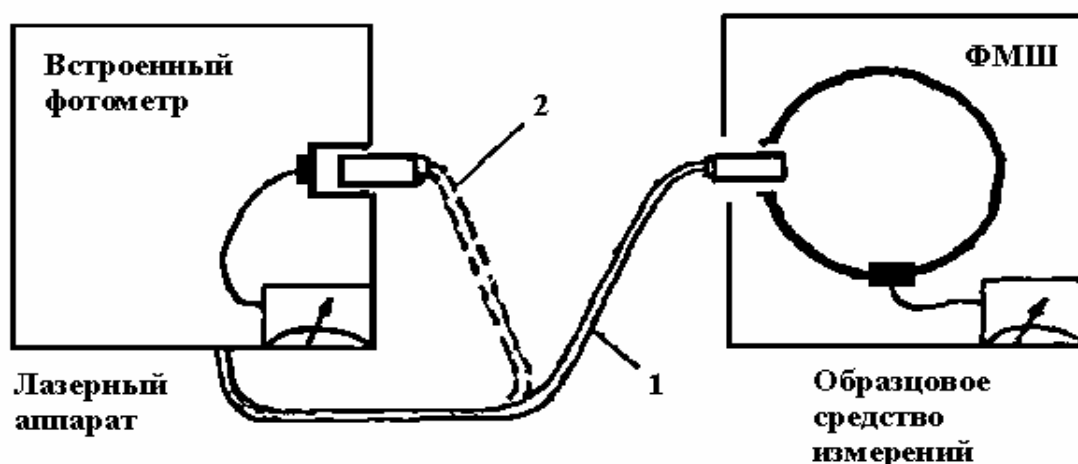
Основным недостатком малогабаритных фотометров является возникновение систематических погрешностей измерения за счет двух факторов:

- неполного попадания всего потока излучения на чувствительную поверхность фотоприемника, а также различного значения коэффициента отражения на осевой и периферийной части потока излучения для достаточно больших телесных углов;

- существенной зависимости чувствительности фотоприемника (как правило, кремниевого) от длины волны излучения.

При использовании встроенных в лазерный аппарат фотометров следует рассматривать, по существу, сопряженную пару «излучатель – приемник». В этом случае измерение мощности излучения конкретного полупроводникового лазера проводится всегда одним и тем же конкретным фотоприемником.

Указанные выше факторы существуют и в этом случае, так же как и возникающие вследствие этого систематические погрешности. Однако при проведении калибровки встроенного фотометра по образцовому средству измерения – ФМШ методом компарирования (то есть методом сравнения) эти систематические погрешности исключаются (при этом излучатель терапевтического аппарата выполняет функцию компарирующего элемента). Технически операция калибровки выполняется следующим образом (рисунок 20).



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

Рисунок 20 – 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 отсчет фотометра приводится в соответствие с измеренным по ФМШ значением мощности излучения. При этом автоматически учитываются все специфические особенности данных излучателя и фотоприемника, то есть исключаются указанные выше систематические погрешности измерений. В дальнейшем, при эксплуатации лазерного аппарата, измерения мощности проводятся уже только по встроенному фотометру в течение всего межповерочного интервала, который, как правило, составляет 12 - 18 месяцев.

Последующая периодическая поверка лазерного аппарата должна также проводиться указанным методом. При замене в аппарате излучателя или фотоприемника 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» (НПЦ «Техника», г. Москва) выполнен в малогабаритном пластмассовом корпусе. Прибор состоит из измерительного блока и двух блоков фотоприемников – для измерения средней и импульсной мощности (рисунок 21). Принцип работы прибора основан на преобразовании фотоприемником 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 21 – 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:

– в диапазоне 1,0...99,9 мВт, % $\pm[A+0,1(100/x-1)]$,

где x – измеряемая величина (мВт),

A – при расходимости: до 10° 15,

20° 20;

– в диапазоне 100...250 мВт, %,

при расходимости: до 10° ± 15 ,

20° ± 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 кГц и длительностей импульсов от 100 до 200 нс. Пределы допускаемого значения основной относительной погрешности $\pm 25\%$.

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 22). Измеритель РБК-7.101 (таблица

9) применяется в качестве рабочего средства измерения при производстве и эксплуатации газовых и полупроводниковых лазеров и изделий на их основе.

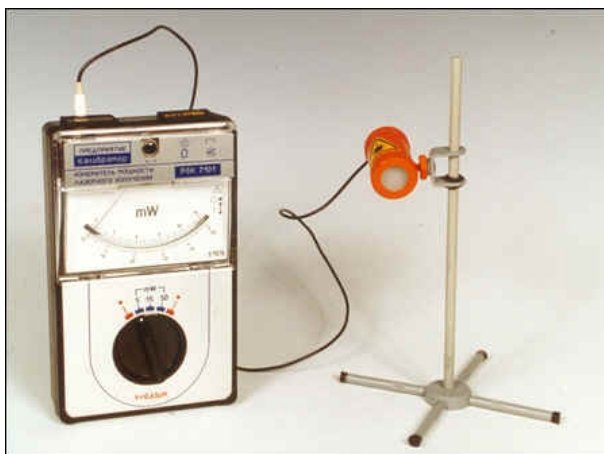


Рисунок 22 – Измеритель мощности лазерного излучения РБК-7.101

Таблица 9 – Основные технические характеристики РБК-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, Вт/см 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

4.4.7.1 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).

4.4.7.2 Ознакомиться с помощью паспортов с техническими характеристиками АЛТ «УЛАН-БЛ-20», «МИЛТА-Ф-8-01», «РИКТА-05-БИО» и «КРЕОЛКА-М», заполнить таблицу 10.

Таблица 10 – Технические характеристики АЛТ

№ п/п	Наименование характеристики	«УЛАН-БЛ-20»	«МИЛТА-Ф-8-01»	«РИКТА-05-БИО»	«КРЕОЛКА-М»
1	Длина волны излучения λ , мкм				
2	Импульсная мощность $P_{\text{имп}}$, Вт				
3	Средняя мощность $P_{\text{ср}}$, мВт				
4	Площадь пятна (выходного отверстия терминала) S , см ²				
5	Плотность потока мощности (облученность) P_s , мВт/см ²				
6	Частота импульсов f , Гц				
7	Длительность импульсов $\tau_{0,5}$ по уровню 0,5, нс				
8	Угол расхождения лазерного излучения θ по уровню 0,5: – в плоскости, параллельной <i>p-n</i> -переходу; – в плоскости, перпендикулярной <i>p-n</i> -переходу				
9	Частота «пачек» импульсов $f_{\text{п}}$, Гц				
10	Длительность «пачки» импульсов $\tau_{\text{п}}$, мс				
11	Время излучения (экспозиция) t , мин				
12	Класс лазерной опасности				
13	Класс электробезопасности				

4.4.7.3 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 соот-

ветствующих измерителей 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»).

4.4.7.4 На основании изученных паспортов АЛТ (см. таблицу 10) и измерителей мощности лазерного излучения заполнить таблицу 11, в которой необходимо указать характеристики выбранного режима работы (длина волны, предел измерения, используемый фотоприёмник) измерителя мощности лазерного излучения («МУСТАНГ-СТАНДАРТ» и/или РБК-7.101) для определения параметров мощности АЛТ ($P_{\text{ср}}$ – средняя мощность, $P_{\text{имп}}$ – импульсная мощность).

4.4.7.5 Каждой подгруппе по согласованию с преподавателем получить соответствующие АЛТ и измерители мощности лазерного излучения.

4.4.7.6 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!

Таблица 11 – Характеристики режимов работы АЛТ и измерителей

№	АЛТ	Параметры и режимы работы АЛТ	Параметры выбранных режимов измерения измерителей	
			«МУСТАНГ-СТАНДАРТ»	РБК-7.101
1	«РИКТА-05-БИО» $\lambda = \dots$	$P_{\text{ср}}(f_{\text{max}} = \dots, f_{\text{min}} = \dots)$	$\lambda = \dots, P_{\text{ср}} = P_{\text{min}} - P_{\text{max}}$	-
		$P_{\text{имп}} = \dots$	$\lambda = \dots, P_{\text{имп}} = P_{\text{min}} - P_{\text{max}}$	-
		$P_{\text{ср}}$ (режим «био»)	$\lambda = \dots, P_{\text{ср}} = P_{\text{min}} - P_{\text{max}}$	-
		$P_{\text{имп}}$ (режим «био»)	$\lambda = \dots, P_{\text{имп}} = P_{\text{min}} - P_{\text{max}}$	-
2	«МИЛТА-Ф-8-01» $\lambda = \dots$	$P_{\text{ср}}(f_{\text{max}} = \dots, f_{\text{min}} = \dots)$	$\lambda = \dots, P_{\text{ср}} = P_{\text{min}} - P_{\text{max}}$	-
		$P_{\text{имп}} = \dots$	$\lambda = \dots, P_{\text{имп}} = P_{\text{min}} - P_{\text{max}}$	-
3	«УЛАН-БЛ-20» $\lambda = \dots$	$P_{\text{ср}}(f_{\text{max}} = \dots, f_{\text{min}} = \dots)$	$\lambda = \dots, P_{\text{ср}} = P_{\text{min}} - P_{\text{max}}$	-
		$P_{\text{имп}} = \dots$	$\lambda = \dots, P_{\text{имп}} = P_{\text{min}} - P_{\text{max}}$	-
4	«КРЕОЛКА-М» $\lambda = \dots$	$P_{\text{ср}}$ (непрерывный режим)	$\lambda = \dots, P_{\text{ср}} = P_{\text{min}} - P_{\text{max}}$	$\lambda = \dots,$ $P_{\text{ср}} = P_{\text{min}} -$ P_{max}
		$P_{\text{ср}}(f_{\text{max}} = \dots, f_{\text{min}} = \dots)$ (модулированный режим)	$\lambda = \dots, P_{\text{ср}} = P_{\text{min}} - P_{\text{max}}$	$\lambda = \dots,$ $P_{\text{ср}} = P_{\text{min}} -$ P_{max}

4.4.8 Выполнение работы

4.4.8.1 Включить в сеть АЛТ и питание измерителей.

4.4.8.2 В зависимости от полученных АЛТ и измерителей мощности произвести соответствующие измерения мощности излучения (количество измерений каждого параметра – 5) согласно заполненной таблице 11. Результаты измерений занести в таблицу 12. Излучение лазерных излучателей АЛТ необходимо направлять в центр окна фотоприёмников измерителей.

Категорически запрещается направлять лазерные излучатели АЛТ в глаза!

4.4.8.3 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 12.

4.4.8.4 Рассчитать средние арифметические значения полученных результатов измерений. Результаты расчётов занести в таблицу 12.

Таблица 12 – Результаты измерений мощности излучений АЛТ

№ п/п	АЛТ	Режимы работы АЛТ		Результаты измерений измерителями						Результаты измерений встроенными фотометрами			
				$P_{\text{ср}}$, мВт		ΔP , мВт	δ , %	$P_{\text{имп}}$, Вт		ΔP , Вт	δ , %	$P_{\text{ср}}$, мВт	
1	«РИКТА-05-БИО»	$f_{\text{max}} = \dots$		$P_1; \dots P_5$	\bar{P}			$P_1; \dots P_5$	\bar{P}			$P_1; \dots P_5$	\bar{P}
		$f_{\text{min}} = \dots$		-//-	-//-			-//-	-//-			$P_1; \dots P_5$	\bar{P}
		«биоуправление»											
		P_{min}		-//-	-//-			-//-	-//-			-	-
		P_{max}		-//-				-//-					
2	«МИЛТА-Ф-8-01»	$f_{\text{max}} = \dots$		-//-	-//-			-//-	-//-			$P_1; \dots P_5$	\bar{P}
		$f_{\text{min}} = \dots$		-//-	-//-			-//-	-//-			$P_1; \dots P_5$	\bar{P}
3	«УЛАН-БЛ-20»	$f_{\text{max}} = \dots$		-//-	-//-			-//-	-//-			$P_1; \dots P_5$	\bar{P}
		$f_{\text{min}} = \dots$		-//-	-//-			-//-	-//-			$P_1; \dots P_5$	\bar{P}
4	«КРЕОЛКА-М»	непрерывный	М.-С.	-//-	-//-			-	-			-	-
			РБК	-//-	-//-	-		-	-			-	-
		модулированный	М.-С.	-//-	-//-			-	-			-	-
			РБК	-//-	-//-	-		-	-			-	-
		$f_{\text{max}} = \dots$	М.-С.	-//-	-//-			-	-			-	-
			РБК	-//-	-//-	-		-	-			-	-
$f_{\text{min}} = \dots$	М.-С.	-//-	-//-			-	-			-	-		
	РБК	-//-	-//-	-		-	-			-	-		

4.4.8.5 Рассчитать абсолютную погрешность результатов измерений мощности лазерного излучения с помощью измерителя «МУСТАНГ-СТАНДАРТ», используя формулу для расчета относительной погрешности измерения средней мощности излучения. Результаты занести в таблицу 12.

4.4.8.6 Сравнить значения, полученные при измерении с помощью измерителей и при измерении встроенными фотометрами; сделать выводы о причинах различия полученных результатов.

4.4.9 Содержание отчета

Отчет по экспериментальной части работы должен содержать таблицы с полными техническими характеристиками измерителей мощности лазерного излучения «МУСТАНГ-СТАНДАРТ» и РБК-7.101; таблицы 10 - 12; формулы для расчета относительной и абсолютной погрешности измерения средней и импульсной мощности лазерного излучения измерителем «МУСТАНГ-СТАНДАРТ»; расчеты 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.

ЛИТЕРАТУРА

1. ГОСТ 2.105-95. Общие требования к текстовым документам. – М.: Издательство стандартов, 1995.
2. Илларионов, В.Е. Оптико-электронные устройства для медицины / В.Е. Илларионов, А.И. Ларюшин. – Казань: Изд-во «АБАК», 2000. – 168 с.
3. Прикладная лазерная медицина: учебное и справочное пособие: [пер. с нем.] / Под ред. Х.-П. Берлиена, Г.Й. Мюллера.– М.: АО «Интерэксперт», 1997. – 356 с.
4. Дунаев, А.В. Лазерные терапевтические устройства: учебное пособие / А.В. Дунаев, А.Р. Евстигнеев, Е.В. Шалобаев; под ред. К.В. Подмастерьева. – Орел: ОрелГТУ, 2005. – 143 с.
5. Евстигнеев, А.Р. Применение полупроводниковых лазеров и светодиодов в медицине (научно-методический материал) / А.Р. Евстигнеев. – Калуга: ЛАН РФ, 2000. – 57 с.
6. Шило, В.Л. Популярные цифровые микросхемы: справочник / В.Л. Шило – Челябинск: Metallургия, Челябинское отделение, 1988. – 352 с.
7. Боголюбов, В.М. Общая физиотерапия / В.М. Боголюбов, Г.Н. Пономаренко. – М., СПб.: СЛП, 1998. – 480 с.
8. Гусев, В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований: учебное пособие. Ч.1 / В.Г. Гусев; Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. – Уфа: УГАТУ, 2001. – 227 с.
9. Павлюсов, Ю.Б. Проектирование оптико-электронных приборов: 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.
10. Корндорф, С.Ф. Расчет фотоэлектрических цепей / С.Ф. Корндорф, А.М. Дубиновский, Н.С. Муратова и др. – М.: Энергия, 1967. – 200 с.
11. Аксененко, М.Д. Приемники оптического излучения: справочник / М.Д. Аксененко, М.Л. Бараночников. – М.: Радио и связь, 1987. – 296 с.

12. Мухитдинов, М.М. Светоизлучающие диоды и их применение / М.М. Мухитдинов, Э.С. Мусаев. – М.: Радио и связь, 1988. – 80 с.

13. Улащик, В.С. Вопросы развития медицинской техники для физиотерапии // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. – 1991. – № 3. – С. 3-11.

14. Гусев, В.Г. Электроника: учеб. пособие для приборостроит. спец. вузов. / В.Г. Гусев, Ю.М. Гусев. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Высшая школа, 1991. – 622 с.

15. А. с. 786012 СССР, Н 03 L 1/00. Генератор импульсов с электронной перестройкой частоты/ Л.Ф. Берзин, А.Л. Якимаха. – Оpubл. 07.12.80, Бюл. № 23.

16. Димитрова, М.И. 33 Схемы на триггерах/ М.И. Димитрова, В.П. Пунджев. – Л.: Энергоатомиздат. Ленингр. отд-ние, 1990. – С. 80.

17. Свидетельство на полезную модель № 21320. Преобразователь напряжения в частоту/ В.Л. Данилов, А.В. Дунаев, С.А. Косничев. – № 2001111758/20; заяв. 27.04.2001; опубл. 10.01.2002, Бюл. № 1.

18. Свидетельство на полезную модель № 28299. Преобразователь напряжения в частоту/ В.Л. Данилов, А.В. Дунаев. – № 2002119847; заяв. 22.07.2002; опубл. 10.03.2003, Бюл. № 7.

19. Ромашков, А.П. Аппаратура для лазерной терапии: метрология, унификация, стандартизация. Ротапринт ВНИИОФИ. – М., 1995. – 54 с.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

(обязательное)

Форма титульного листа отчета

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РФ
ОРЛОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ

Кафедра «Приборостроение,
метрология и сертификация»

О Т Ч Е Т

по лабораторной работе № ____

« _____ »

(название лабораторной работы)

по дисциплине «Лазерные и световые аппараты в физиотерапии и хирургии»

Студент:

Группа:

Допущен к работе: _____

(подпись преподавателя)

Отметка о зачете: _____

(подпись преподавателя)

Орел, 200__ г

Учебное издание

Дунаев Андрей Валерьевич

Подмастерьев Константин Валентинович

**ЛАЗЕРНЫЕ И СВЕТОВЫЕ АППАРАТЫ
В ФИЗИОТЕРАПИИ И ХИРУРГИИ:
ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ**

Учебное пособие

Редактор Т.Д. Васильева

Технический редактор Т.П. Прокудина

Орловский государственный технический университет
Лицензия ИД № 00670 от 05.01.2000 г.

Подписано к печати 15.03.2006 г. Формат 60x84 1/16.
Печать офсетная. Уч.-изд. л. 4,3. Усл. печ. л. . Тираж 50 экз.
Заказ №

Отпечатано с готового оригинал-макета
на полиграфической базе ОрелГТУ,
302030, г. Орел, ул. Московская, 65.