

**МИНИСТЕРСТВО ВЫСШЕГО И СРЕДНЕГО СПЕЦИАЛЬНОГО
ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ УЗБЕКИСТАН**

**ТАШКЕНТСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИМ. АБУ РАЙХАНА БЕРУНИ**

Факультет «Электроника и автоматика»

Кафедра «Приборостроение»

На правах рукописи

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА

для получения степени бакалавра

по направлению 5310800 «Приборостроение»

Ахмедов Умаржон

**Тема “Разработка прибора для определения степени насыщения
крови кислородом.”**

Заведующий кафедрой:

доц. С.А. Васильева

Руководитель

к.ф-м.н. Хайдаров А.Х.

Ташкент – 2016

Аннотация

Данная дипломная работа посвящена принципам функционирования системы датчиков регистрации сокращений сердечной мышцы, а также принципам разработки и внедрения конкретного прибора слежения за пульсом.

Выпускная работа состоит из 2 основных глав, главы по безопасности жизнедеятельности, а также, экономическая часть, заключение и списка используемых литературы.

В первой главе рассмотрены основные положения и требования проектирования приборов и применения датчиков, а также их достоинства и недостатки.

Во второй главе осуществляется подробное описание реализации и работы прибора. Также рассматриваются преимущества применения микроконтроллеров.

Следующие части выпускной работы посвящены безопасности жизнедеятельности и организационно экономическим вопросам.

ВВЕДЕНИЕ

Для решения задач ускоренного развития экономики Республики Узбекистан необходим научный и инновационный прорыв во всех основных отраслях экономики. Такой прорыв невозможен без широкого внедрения микропроцессоров и микроконтроллеров. Важнейшее значение имеет также процесс обучения специалистов навыкам работы с микроконтроллерной техникой.

Микроконтроллер (МК) - это компьютер, размещившийся в одной микросхеме. Отсюда и его основные привлекательные качества: малые габариты; высокие производительность, надежность и способность быть адаптированным для выполнения самых различных задач[3].

Микроконтроллер предназначен для управления различными электронными устройствами и осуществления взаимодействия между ними в соответствии с заложенной в микроконтроллер программой. В отличие от микропроцессоров, используемых в персональных компьютерах, микроконтроллеры содержат встроенные дополнительные устройства. Эти устройства выполняют свои задачи под управлением микропроцессорного ядра микроконтроллера.

К наиболее распространенным встроенным устройствам относятся устройства памяти и порты ввода/вывода (I/O), интерфейсы связи, таймеры, системные часы. Устройства памяти включают оперативную память (RAM), постоянные запоминающие устройства (ROM), перепрограммируемую ROM (EPROM), электрически перепрограммируемую ROM (EEPROM). Таймеры включают и часы реального времени, и таймеры прерываний. Средства I/O включают последовательные порты связи, параллельные порты (I/O линии), аналого-цифровые преобразователи (A/D), цифроаналоговые преобразователи (D/A), драйверы жидкокристаллического дисплея (LCD) или драйверы вакуумного флуоресцентного дисплея (VFD). Встроенные

устройства обладают повышенной надежностью, поскольку они не требуют никаких внешних электрических цепей[5].

Микроконтроллеры семейств PIC (Peripheral Interface Controller) компании Microchip объединяют все передовые технологии микроконтроллеров: электрически программируемые пользователем ППЗУ, минимальное энергопотребление, высокую производительность, хорошо развитую RISC-архитектуру, функциональную законченность и минимальные размеры. Широкая номенклатура изделий обеспечивает использование микроконтроллеров в устройствах, предназначенных для разнообразных сфер применения.

Первые микроконтроллеры компании Microchip PIC16C5x появились в конце 1980-х годов и благодаря своей высокой производительности и низкой стоимости составили серьезную конкуренцию производившимся в то время 8-разрядным МК с CISC-архитектурой[6].

Высокая скорость выполнения команд в PIC-контроллерах достигается за счет использования двухшинной гарвардской архитектуры вместо традиционной одношинной фон-неймановской. Гарвардская архитектура основывается на наборе регистров с разделенными шинами и адресными пространствами для команд и данных. Все ресурсы микроконтроллера, такие как порты ввода/вывода, ячейки памяти и таймер, представляют собой физически реализованные аппаратные регистры.

Из программных средств отладки наиболее известны и доступны различные версии ассемблеров, а также интегрированная программная среда MPLAB. Выпускаются как специализированные программаторы, такие как PICkit, программирующие почти весь спектр PIC-микроконтроллеров, так и универсальные: UNIPRO и STEPX, поддерживающие наиболее известные версии PIC-контроллеров[2].

Цель выпускной работы: разработка прибора для измерения биения сердца на микроконтроллере PIC, предназначенной для людей страдающих различными заболеваниями сердца.

Пульсометр должен обеспечивать индикацию количества измеряемых сердечных сокращений.

Технико-экономическая эффективность разработки определяется необходимостью широкого развития микропроцессорной техники, необходимой для успешного инновационного развития экономики Республики.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	3
I. ОБЗОРНАЯ ЧАСТЬ.....	8
1.1. Микроконтроллер PIC	8
1.1.1. Схемотехника применения PIC-контроллеров	8
1.1.2. Команды микроконтроллеров PIC	10
1.2. Исследование датчика фотоплетизмограммы	16
1.2.1. Краткие теоретические сведения.....	16
1.2.2. Введение в фотоплетизмографию	17
1.2.3. Разработка импульсного оксиметра на отражение.	25
1.3. Источники оптического излучения.....	32
1.4. Фотоприемники.....	33
1.4.1. Фотодиодные приемники излучения и их измерительные цепи.....	33
1.2.2. Фоторезисторы и их измерительные цепи	40
1.2.3. Помехи в фотодатчиках	43
II ОСНОВНАЯ ЧАСТЬ.	46
2.1. Неинвазивный мониторинг газов крови	46
2.3. Оксиметрия (оксигемометрия)	46
2.4. Принцип метода оксиметрии	46
2.5. Пульс-оксиметрия	47
2.5. Чрескожное измерение pO ₂	49
2.6. Принцип метода	49
2.8. Точность.....	50
2.9. Мониторинг кровотока	51
2.10. Конъюнктивальное pO ₂	51
2.11. Принцип метода.....	51
2.12. точность	52
2.13. Чрескожное измерение pCO ₂	52
2.14. Принцип метода.....	53
2.15. Точность.....	53
2.16. Содержание CO ₂ в выдыхаемом воздухе	53
2.17. Принцип метода.....	54
2.19. Клиническое применение	55
2.2.1 Принцип действия и схема.....	57
2.2.2 Конструкция прибора и использование, настройка ИК сенсора.....	61
2.2.3 Демонстрация работы	63
III. ЭКОНОМИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ.....	64
IV. БЕЗОПАСНОСТЬ ЖИЗНЕДЕЯТЕЛЬНОСТИ	71
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	82

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	83
ЛИТЕРАТУРА	84

I. ОБЗОРНАЯ ЧАСТЬ

1.1. МИКРОКОНТРОЛЛЕР PIC

1.1.1 СХЕМОТЕХНИКА ПРИМЕНЕНИЯ PIC-КОНТРОЛЛЕРОВ

Что бы изделие на основе PIC-контроллеров правильно работало, нужно соблюдать некоторые правила: обеспечение качественным питанием, уменьшение электромагнитные помехи на его выводах, не допускать перегрузок и т.д. Остановимся подробнее на некоторых моментах. Необходимо ставить керамический конденсатор 0,1 мкФ вблизи выводов питания (рисунок 1.1), добавлять последовательно резистор для защиты от перегрузки резонаторов с низким уровнем возбуждения (рисунок 1.1).

На рисунке 1.2 приведена типовая схема внешнего сброса. Данная схема необходима, если скорость нарастания напряжения питания недостаточна (менее 0,05 В/мс). Диод используется для разряда конденсатора при выключении питания. Резистор может иметь значение от 100 до 1000 Ом и предназначен для ограничения тока по выводу MCLR' при перезаряде конденсатора.

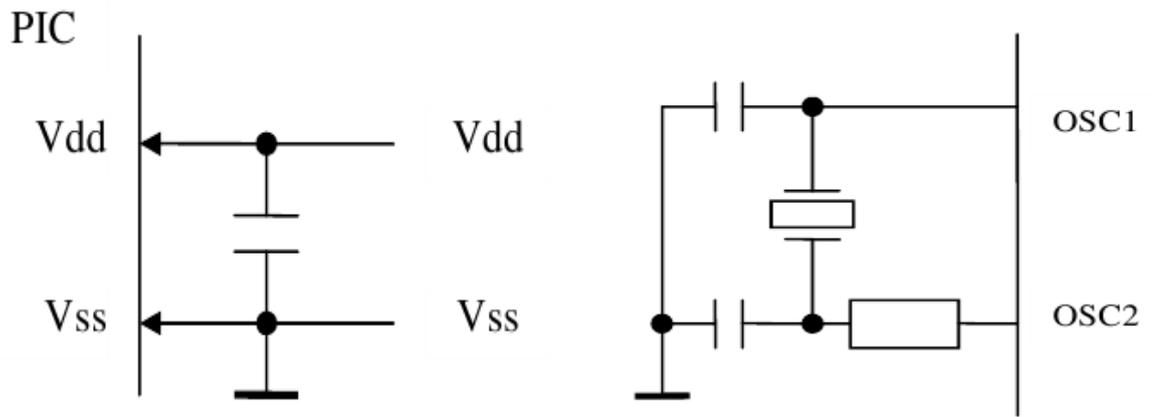


Рис 1.1

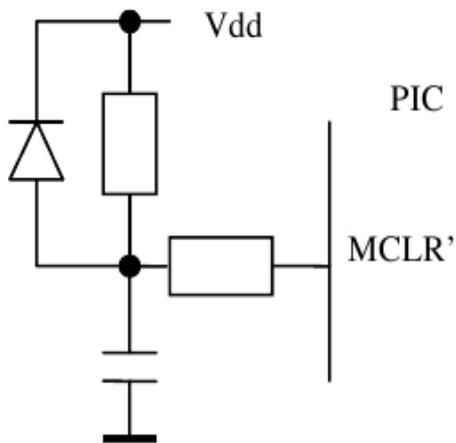


Рис 1.2

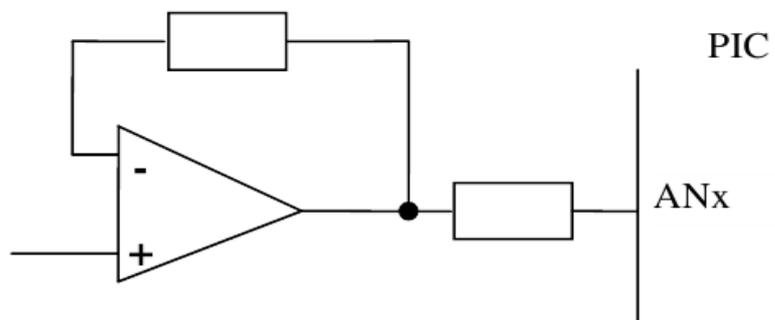


Рис 1.3

На рисунке 1.3 показано подключение буферного усилителя для аналоговых измерений. Операционный усилитель нужно брать с однополярным питанием и работой входа/выхода от потенциала земли до потенциала питания.

1.1.2. КОМАНДЫ МИКРОКОНТРОЛЛЕРОВ PIC

Каждая команда состоит из двух компонентов: кода операции и аргументов. Аргументы могут быть константами, адресами или прочими параметрами. Оба компонента заключены в одном слове команды, разряды которого используются оптимально, поскольку отсутствует выделение строго определенного количества разрядов под код операции и аргументы. Так, в некоторых командах аргументы очень длинные, в то время как в других командах их вообще нет. В качестве примера рассмотрим команды, выполняющие логические и арифметические операции с аргументом данных и рабочим регистром W. Этот класс команд имеет следующую структуру:

12 разрядов	00000,D,FFFF
14 разрядов	00000,D,FFFFFF
16 разрядов	000000, D,FFFFFFFF

При этом «0» обозначает код операции, «D» - селектор регистра назначения, а «F» - разряды указателя на аргумент данных.

Очень удобно в этих командах то, что пунктом назначения для результата операции может быть, на выбор, регистр W или указанный в аргументе файловый регистр. В языке ассемблера, поддерживаемом компанией Microchip, такая команда записывается следующим образом:

ADDWF WERT,W

Этой командой содержимое ячейки памяти с именем WERT суммируется с рабочим регистром W и результат помещается в рабочий регистр W.

Всего в системе команд среднего подсемейства PIC-контроллеров 35 кодов операции, есть все что требуется для программирования:

Таблица 1. Команды с файловым регистром F в качестве аргумента

Команды+ операнды	Операция	Флаги состояния
ADDWF F,D	Add (W) and (F) (D)=(W) + (F)	C, DC, Z
ANDWF F,D	AND W with F (D)=(W) AND (F)	Z
CLRF F	Clear (F) (F)=0	Z
CLRW	Clear (W) (W)=0	Z
COMF F,D	Complement (F) (D)=NOT (F)	Z
DECF F,D	Decrement (F) (D)=(F) - 1	Z
DECFSZ F,D	Decrement (F), Skipif 0 (D)=(F) - 1, пропускаем следующую команду, если Z= 1	не изменяются
INCF F,D	Increment (F)	Z

	$(D)=(F) + 1$	
INCF SZ F,D	Increment (F), Skipif 0 $(D)=(F) + 1$, пропускаем следующую команду, если $Z=1$	не изменяются
IORWF F,D	Inclusive OR (W) with (F) $(D)=(W) \text{ OR } (F)$	Z
MOVF F,D	Move f $(D)=(F)$	Z
MOVWF F,D	Move W to f $(F)=(W)$	не изменяются
NOP	No Operation Нет операции	не изменяются
RLF F,D	Rotate Left (F) through Carry Циклический сдвиг влево через C	C
RRF F,D	Rotate Right (F) through Carry Циклический сдвиг вправо через C	C
SUBWF F,D	Subtract (W) from (F) $(D)=(F) - (W)$	C, DC, Z
SWAPF F,D	Swap nibbles in (F) Переставить полубайты $b(F) (D)=(F)$	не изменяются
XORWF F,D	Exclusive OR W with f $(D)=(W) \text{ XOR } (F)$	Z

Таблица 2. Команды с адресами разрядов в качестве аргументов; $V=0...7$

Команды+операнды	Операция	Флаги состояния
BCF F, B	BitClear (F) Очистить бит B в (F)	не изменяются
BSF F, B	BitSet (F) Установить бит B в (F)	не изменяются
BTFSC F,B	BitTest (F), SkipifClear Пропустить следующую команду, если бит B=() в (F)	не изменяются
BTFSS F,B	Bit Test (F), Skip if Set Пропустить следующую команду, если бит B=1 в (F)	не изменяются

Таблица 3. Команды с константами, команды перехода и другие

Команды+опера нды	Операция	Флаги состояния
ADDLW K	Add literal and W $(W)=(W)+K$	C, DC, Z
ANDLW K	AND literal with W $(W)=(W) \text{ AND } K$	Z
CALL DDR	Call subroutine Вызов подпрограммы	не изменяются
CLRWDT	Clear Watchdog Timer Сброс сторожевого таймера	TO, PD
GOTO DDR	Go to address Переход по адресу	не изменяются
IORLW K	Inclusive OR literal with W $(W)=(W) \text{ OR } K$	Z
MOVLW K	Move literal to W $(W)=K$	не изменяются
RETFIE	Return from interrupt Выход из подпрограммы обработки прерывания	GIE
RETLW K	Return with literal in W Возврат $(W)=K$	не изменяются
RETURN	Return from Subroutine Возврат	не изменяются
SLEEP	Go into standby mode Переход в спящий режим	TO, PD
SUBLW K	Subtract W from literal $(W)=K -$ (W)	C, DC, Z
XORLW K	Exclusive OR literal with W $(W)=(W) \text{ XOR } K$	Z

Примечание: скобки означают содержимое того регистра, имя которого заключено в скобки

Команды очень хорошо документированы в фирменных технических описаниях, где можно найти даже коды операций.

В описании команд следует всегда обращать внимание на колонку, в которой отмечены флаги, изменяемые в результате выполнения той или иной команды.

Флаги находятся в регистре состояния STATUS.

1.2 ИССЛЕДОВАНИЕ ДАТЧИКА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ

1.2.1 КРАТКИЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ СВЕДЕНИЯ

Фотоплетизмография может применяться у пациентов, находящихся в состоянии покоя, для регистрации частоты сердечных сокращений. Преимущество использования этого метода состоит в том, что регистрируются реальные сокращения сердца, а не сигналы электрокардиограммы. Защищенный должным образом фотоплетизмограф нечувствителен к работающим рядом электрохирургическим инструментам, использование которых обычно делает невозможным регистрацию электрокардиограммы. Однако, если пациент находится в состоянии шока, то возникающая при этом вазоконстрикция может привести к такому уменьшению периферического кровотока и, соответственно, к такому ослаблению выходного сигнала фотоплетизмографа, что этот метод станет непригодным. Чтобы избежать такой ситуации, регистрируют прохождение света через носовую перегородку. При таком подходе оценивается пульсовое изменение объема терминальных ветвей внутренней сонной артерии и, следовательно, сигнал на выходе прибора коррелирует с величиной мозгового кровотока.

Фотоплетизмограмма, регистрируемая прибором, может быть представлена в виде кривой на графическом дисплее или в виде пульсирующего "столбика", следящего за изменением объема артериальной крови в поле зрения датчика. Отображение ФПГ позволяет вести визуальный контроль формы сигнала и обладает диагностической ценностью. Изображение кривой на экране дисплея монитора автоматически масштабируется таким образом, чтобы размах ФПГ занимал большую часть экрана.

В соответствии с методикой фотоплетизмографии участок тканей, в котором исследуется кровоток, располагается на пути луча света между источником излучения и фотоприемником датчика.

Фотоэлектрические ИП очень часто используются в фотоплетизмографии для получения кривой обычного пульса.

Фотоэлектрический измерительный преобразователь состоит из источника света (лампы накаливания или светодиода) и приемника (фотодиода или фоторезистора). Нарушение передачи света от источника к приемнику служит информацией о нахождении объекта в фотоячейке.

1.2.2 ВВЕДЕНИЕ В ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЮ

Плетизмография — способ регистрации изменений объема тела или части его, связанных с динамикой кровенаполнения. Общая плетизмография или *bodyplethys-mography* используется для исследования функций внешнего дыхания и минутного объема кровообращения. С помощью плетизмографии можно оценить сосудистый тонус и при использовании различных проб составить представление об органической или функциональной природе сосудистых изменений.

Регистрация плетизмограмм производится специальными приборами плетизмографами различной конструкции (водяные, электро-, фотоплетизмографы). Каждый из них имеет плетизмографический рецептор и датчик измерительного устройства.

В зависимости от характера сигнала, получаемого при изменении кровенаполнения, различают механическую плетизмографию, при которой обследуемая часть тела заключается в герметически закрывающийся сосуд с твердыми стенками, а колебания объема регистрируются благодаря воздушной или водяной передаче, электроплетизмографию отражающую динамику электропроводимости в зависимости от степени кровенаполнения (она называется также импедансной плетизмографией, реографией, ее разновидности транстрахеальная, полисегментарная, электроплетизмография и др.), фотоэлектрическая плетизмография или денсография, в основе которой

лежит оценка светопроницаемости органов или части тела в зависимости от степени кровенаполнения.

На рис. 1.4. представлена типичная фотоплетизмограмма. Значение амплитуды объемного пульса, полного окклюзионного прироста кровенаполнения и объемной скорости кровотока в некоторых частях тела здоровых лиц представлены в табл. 1.3.

Таблица 1.3.

Часть тела	Амплитуда объемного пульса см	Полный окклюзионный прирост объема кровенаполнения части тела в см	Объемная скорость кровотока, см ³ /МИН
Палец кисти (на 100 см ³ ткани)	0,008 - 0,015	0,015 - 0,045	15 - 30
Голень (на 100 см ткани)	0,09 - 0,15	0,25 - 0,6	2,5 - 6,5
Орбита (глазница)	0,008 - 0,016	0,001 - 0,06	1,5 - 2,5
Покровы черепа в височной области (диаметр рецептора 2 см)	0,004 - 0,01	0,001 - 0,05	1,1 - 1,5



Рис. 1.4. Типичный фотоплетизмографический сигнал.

Следует отметить, что электроплетизмография имеет множество недостатков. Прежде всего, воздействие даже слабого переменного тока на рецепторы кожи может вызвать рефлекторные изменения кровенаполнения. Кроме того, электропроводность тканей меняется в зависимости от химического состава, температуры, вязкости и скорости кровотока, которые непостоянны в процессе исследования. Принципиально от электроплетизмографов отличаются фотоплетизмографы. Под словом "фото" подразумевается принцип работы датчика. Этот принцип и название были заимствованы медиками из применяемых в физике приборов - фотометров.

Метод фотоплетизмографии основан на том, что исследуемая ткань через специальный световод и светофильтры просвечивается монохроматическим светом, который после рассеивания или отражения попадает на фотоэлектропреобразователь, вызывая изменения фототока. Установлено, что интенсивность света, отраженного или рассеянного тканью, является функцией количества содержащейся в ней крови. Поскольку коэффициент поглощения инфракрасного света кровью значительно выше, чем тканью, фотоплетизмография регистрирует лишь изменения содержания крови. При этом рассеивание света происходит в основном за счет отражения от поверхности эритроцитов.

Фотоплетизмография - динамический метод измерения, который может ответить на вопрос, на сколько изменился тот или иной параметр периферического кровообращения, исходя из абсолютного нулевого уровня для того или иного человека. Фотоплетизмограф может быть применен для количественного изучения различных параметров кровообращения в коже и слизистых оболочках тела человека и для количественной регистрации сосудистых рефлексов как показателя состояния сосудодвигательных центров.

Фотоплетизмографы по сравнению с электроплетизмографами обладают следующими преимуществами: более высокая чувствительность, линейность

измерения датчиком, портативность и быстрота записи, отсутствие помех, связанных с инерционностью преобразователя, возможность регистрации сосудов в любой области кожи и слизистых оболочек человека. Кроме того, фотодатчик не вызывает сдавления исследуемого участка, т.е. не вносит нарушения кровообращения.

Основная причина малого распространения фотоплетизмографов - это отсутствие единых технических требований к отдельным узлам современных аппаратов и унифицированной методики количественного анализа кривых, а также нормальных для здорового человека показателей.

Области применения фотоплетизмографии трудно перечислить: физиология, патофизиология, терапия, хирургия, дерматология, гинекология, невропатология, педиатрия, оториноларингология и др. Клиницисты могут использовать ее как дополнительный метод для диагностики заболевания и научно-исследовательской работе. Некоторую помощь она окажет гигиенистам, спортивным медикам, а также врачам, работающим в области космической медицины. При преждевременном старении на первый план выступают изменения сосудистой реактивности, обусловленные нарушениями вегетативной нервной системы и периферических сосудов, что важно для геронтологии.

Фотоплетизмография, как и другие объективные методы диагностики, уточняет прогноз и помогает выявить показания к воздействию на вегетативную нервную систему; она может служить для оценки симпатической иннервации кожи, применяться при диагностике болезни Рейно, ранних форм атеросклероза, тромбофлебита, облитерирующего эндартериита и др. Этот метод может быть

контролем глубины спинномозговой анестезии (одновременная регистрация сосудистых реакций с пальца руки и ноги). Кроме того, фотоплетизмография имеет вспомогательное диагностическое и прогностическое значение при изучении многих сердечно-сосудистых и нервных заболеваний, которые являются сейчас самой частой причиной смерти и инвалидности в молодом возрасте.

Существует две разновидности фотоплетизмографических методов - фотоплетизмография в отраженном свете и фотоплетизмография в проходящем свете. Чаще всего выполняются исследования в проходящем свете, в силу того, что в данном случае осуществляется прямая оценка кровенаполнения в изучаемом участке биологического объекта. Но зачастую бывает довольно сложно провести такие исследования, например, для оптически малопрозрачных биологических объектов или для труднодоступных участков объектов. Тогда используют метод фотоплетизмографии в отраженном свете, который не только позволяет оценить общий кровоток в изучаемом участке, но и дает интегральную оценку свойств поверхности исследования.

При исследованиях образцов крови и плазмы оказалось, что наименьшим коэффициентом пропускания обладает кровь, что определяется наличием в ней форменных элементов. Наибольший коэффициент отражения установлен у кожи, наименьший - у хлорвиниловой трубки, заполненной кровью. Для сосудов различного диаметра максимальная величина сигнала для используемого датчика достигается на расстоянии 4 мм при исследовании в отраженном свете, причем этот показатель изменяется в 4 раза для тканей челюстно-лицевой области. Для имитаторов биологических объектов величина сигнала изменяется в 7 раз, а максимальным сигналам не соответствует одно и то же расстояние между имитатором и фотоплетизмографическим датчиком (т.е. максимумы кривых не лежат

на одной и той же вертикальной прямой). Наибольшим коэффициентом пропускания обладает жировая ткань, а наименьшим - сосуд, заполненный кровью. Таким образом, экспериментально установлено, что биологические ткани невозможно иммитировать, поскольку полученные при этом результаты исследований неадекватны и значительно отличаются.

Максимальному сигналу при исследовании тканей в проходящем свете соответствует такое положение фотоплетизмографического датчика, при котором светодиод отстоит от ткани на 2 мм, а фотодиод находится в контакте с ней. Проведенные эксперименты позволяют констатировать, что запись фотоплетизмограммы при исследованиях биологических тканей в проходящем свете дает информацию о непосредственном изменении кровотока в них, так как все изученные ткани относительно "прозрачны" по сравнению с кровью, а запись фотоплетизмограммы в отраженном свете несет в себе информацию только об изменении положения ближайшей к фотоплетизмографическому датчику поверхности.

Таким образом, из вышесказанного можно сделать выводы:

1. Фотоплетизмография имеет вспомогательное диагностическое и прогностическое значение при изучении многих сердечно-сосудистых и нервных заболеваний, которые являются сейчас самой частой причиной смерти и инвалидности в молодом возрасте;

2. Фотоплетизмографы по сравнению с электроплетизмографами обладают следующими преимуществами: более высокая чувствительность, линейность измерения датчиком, портативность и быстрота записи, отсутствие помех, связанных с инерционностью преобразователя, возможность регистрации сосудов в любой области кожи и слизистых оболочек человека. Кроме того, фотодатчик не вызывает сдавления исследуемого участка, т.е. не

вносит нарушения кровообращения.

3. При исследованиях в отраженном свете для регистрации максимального сигнала фотоплетизмографический датчик следует устанавливать так, чтобы он не контактировал с исследуемой тканью, находился на расстоянии 3-4 мм от нее;

4. При изучении тканей в проходящем свете излучатель следует помещать на расстоянии **1-2** мм от ткани, а приемник лучистой энергии на нее;

5. Кровь сильно поглощает световую энергию;

6. Рассеивание световой энергии в основном определяется наличием в ней форменных элементов крови;

7. Возрастание величины сигнала меняется при изменении расстояния между тканью и датчиком;

8. Изменение объема крови в тканях не вызывает значительного повышения величины электрического сигнала;

9. С достаточной степенью уверенности можно сказать, что запись фотоплетизмограммы в проходящем свете несет информацию о непосредственном изменении интенсивности кровотока в тканях, а для отраженного света фотоплетизмографический датчик улавливает только изменение положения ближайшей к нему поверхности, пульсация которой связана с изменением интенсивности кровотока в тканях.

1.2.3 РАЗРАБОТКА ИМПУЛЬСНОГО ОКСИМЕТРА НА ОТРАЖЕНИЕ.

Импульсный оксиметр, прибор для определения степени насыщения кислородом гемоглобина крови, разработан для пациентов, страдающих от сердечной недостаточности и нуждающихся в непрерывном обследовании сердечнососудистой системы.

Данный прибор является мобильным и автоматическим устройством позволяющим контролировать одни из самых жизненно важных параметров таких, как пульс, кровяное давление и кислородную насыщенность. Основное преимущество устройства, это способность незамедлительно получать данные о состоянии человека неинвазивным путём, тем самым избегая многократного травмирования ткани.

Принцип измерения в импульсной оксиметрии реализуется на основе спектрофотометрии, то есть измерения поглотительной способности или коэффициента поглощения данного вещества на определенных длинах волн. Полученный спектр, определяет вещество. В импульсной оксиметрии используются в основном две длины волны. Каждая из которых попадая на поверхность либо поглощается, либо отражается в зависимости от оптических свойств ткани, меняющихся с временем (Сердечным циклом).

Поданный сигнал будет отражать пульс так как, кровь подается в артерии, создавая увеличение поглощения. Кислородное насыщение определяется функциональной зависимостью между сигналами для двух длин волн.

Импульсную оксиметрию обычно выполняют на конечностях тела, например на пальце или ухе. Причина этому то, что эти части тела хорошо связаны с венозной кровью и поэтому объем порций крови высок.

Рассеивание света в тканях дает возможность измерения обоих конфигураций: в режиме поглощения и в режиме отражения. Эти два принципа показаны на рисунке 1.5 импульсной оксиметрии выполненной, например, на пальце. В режиме поглощения, показанном на рисунке 1 (а), световой источник и детектор помещаются на противоположные стороны пальца, и свет проходит сквозь него. Сегодня эта конфигурация используется наиболее часто в контрольных системах, потому что датчик может быть прикреплен к пальцу с помощью простого и многоразового зажима, как схематично показано на рисунке, при нормальной и повышенной температурах тела это дает хороший сигнал. Принцип режима отражения показан на рисунке 1.5 (b), в этом случае световые источники и детектор помещаются на одну поверхность.

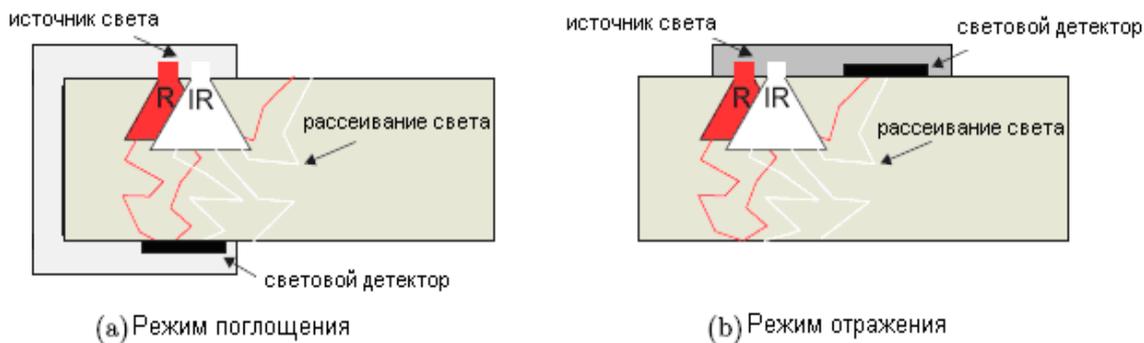


Рисунок 1.5 - Основные конфигурации, на поглощение и отражение, для импульсной оксиметрии. На рисунке (a) показан режим поглощения, где источник света и световой датчик помещены в противоположных сторонах. На рисунке (b) показан режим отражения, в этом случае источник света и световой датчик помещены на одной стороне.

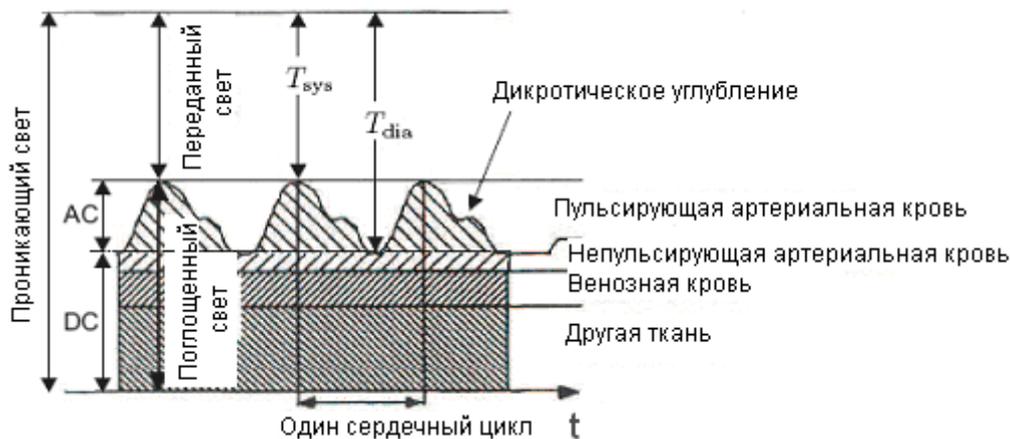


Рисунок 1.5.1 показывает схематическую иллюстрацию фотоплетизмограммы. Сигнал инвертирован по сравнению с сигналом от фотодетектора для наглядности.

Поглощение света зависит от длины пути и концентрации вещества. В крови эти параметры изменяются все время из-за работы сердца. Если мы рассмотрим одиночный удар сердца, который накачивает кровь из сердца в сосуды, то при этом увеличенное давление является причиной расширения сосудов, создавая место для большего количества крови, поэтому поглощение света увеличивается. При каждом ударе сердца наблюдается уменьшение амплитуды сигнала. В артериальных сосудах происходят непрерывные изменения концентрации дезоксигемоглобина и окисленного гемоглобина. Кровь, прибывающая от сердца богата окисленным гемоглобином. Поэтому после того, как возникли удары пульса, концентрация окисленного гемоглобина высока. В интервале между ударами пульса кислород используется в дыхательном процессе, тем самым вызывая уменьшение в окисленном гемоглобине и увеличение в не окисленном гемоглобине. Это изменение не очень большое и поэтому не вызывает интереса при обычном применении импульсной оксиметрии. В этом случае важно знать, что у пациента имеется достаточный уровень кислорода в крови в стационарном состоянии.

От диастолы поглощение быстро увеличивается до максимума, и коэффициент прохождения уменьшается до минимума (обозначим T_{sys}). Это соответствует систоле в сердечном цикле. От этой точки спектральная поглощательная способность уменьшается более медленно. В отличие от предшествующего увеличения наблюдается небольшой спад, его называют дикротическим углублением. Это возникает, из-за того, что сердце состоит из четырех камер и поэтому создает двойное биение. Сигнал импульсной оксиметрии показан на рисунке 1.5.1 это именно то, что мы ожидаем увидеть. Причина этому - изменения на графике, происходящие из-за поглощения, которые не зависят от местоположения фотодетектора. Однако из-за рассеивания величины прошедшего и отраженного сигналов будут разными, так как

свет рассеивается преимущественно в переднем направлении. Изменение в спектральной поглотительной способности света полностью происходит из-за увеличения оптической длины пути во время систолы. Если бы отклонение в диаметре было единственной причиной, то изменение было бы меньше. Также вклад в спектральную поглотительную способность вносят изменения в ориентации красных кровяных клеток как показано на рисунке 1.6. Красные кровяные клетки сформированы как двояковогнутый диск. Во время диастолы главная ось становится параллельной кровотоку, но во время систолы направление ориентации перемещается так, что их главная ось становится перпендикулярной направлению кровотока, т.о. приспособившись к разному давлению (кровеное давление выше в систоле по сравнению с диастолой).

При высоком давлении - энергетически благоприятно иметь главную ось, выровненную перпендикулярно, чтобы вызвать изменение давления. Поэтому оптическая длина пути возрастает, как показано на рисунке, вызывая увеличение поглощения..

Современная импульсная оксиметрия была изобретена Такуо Аояги в 1971. Он понял, что из-за различия в спектре поглощения окисленного и не окисленного гемоглобина можно измерить насыщенность кислорода, в гемоглобине, используя пульсирующее изменение, в переданном свете, для выделения артериального вклада.

Рисунок 1.7 показывает спектры поглощения не окисленного (Hb) и окисленного гемоглобина (HbO₂) для длин волн в "тканевом окне" и отношение между ними. Спектры поглощения для Hb и HbO₂ разные, точка пересечения кривых в 805 нм. В ней коэффициенты поглощения равны. Для длин волн ниже, чем 805 нм в данном диапазоне, Hb - самый сильный поглотитель, и для длин волны выше, чем 805 нм HbO₂ - самый сильный поглотитель. Рисунок 1.7 (b) показывает отношение пиков в ~ 660 нм, это - важная особенность, которая станет важной позже.

Эти два графика иллюстрируют основной физический принцип импульсной оксиметрии. Различие в коэффициенте поглощения для Hb и HbO_2 позволяет найти насыщенность кислорода, изучая фотоплетизмограмму для двух различных длин волн.

Ткань – это среда со значительным рассеиванием. Свет рассеивается во всех направлениях, но главным образом в направлении падения.

Однако вместо измерений в направлении падения света мы можем также измерить обратно рассеянный свет. В этом случае мы регистрируем обратно рассеянный свет и свет, отраженный от поверхности кожи ввиду различия коэффициентов преломления воздуха и ткани. Оксиметр, работающий в таком режиме, называется отражательным и имеет очевидное большое преимущество, так как требует только одной поверхности.



Рисунок 1.6 Изменение ориентации красных кровяных клеток. Во время систолы они выровнены перпендикулярно к направлению потока, делающего оптический путь длиннее, что приводит к увеличенной спектральной поглотательной способности.

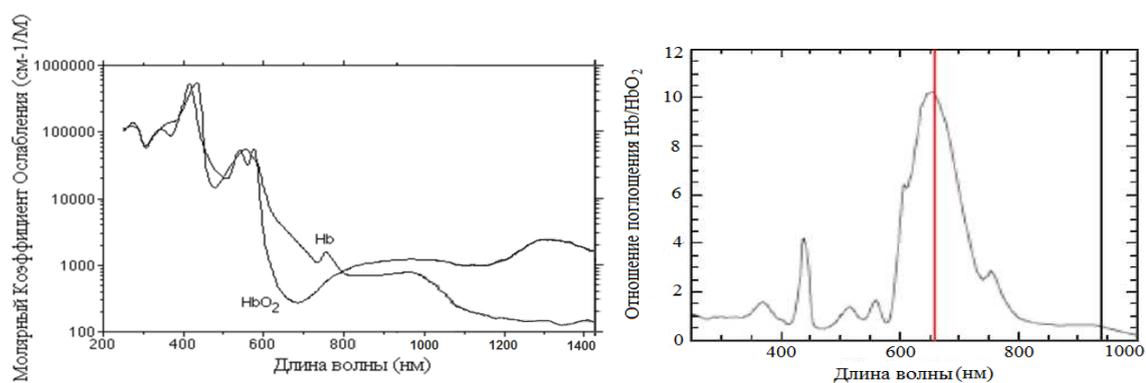


Рисунок 1.7 - Спектры поглощения для неокисленного (Hb) и окисленного гемоглобина (HbO₂). Видно, что для длин волн ниже чем 805 нм Hb, более сильный поглотитель чем HbO₂ в длинах волн выше чем 805 нм наоборот. Отношение между коэффициентами поглощения показаны на графике (b). Две линии, выделенные на графике, соответствуют 660 нм и 940 нм.

Известно, что ткань может быть разделена на различные слои, которые имеют различные оптические свойства, и поэтому поглощают и рассеивают различное количество света. Изменение спектральной поглощательной способности в течение времени происходит в слоях, которые хорошо пронизаны маленькими кровеносными сосудами. С точки зрения проектирования отражательного оксиметра важно поместить датчик на таком расстоянии от источника света, чтобы зарегистрировать максимальное количество обратно рассеянного излучения. Вследствие малого отношения сигнал-шум для отражательного оксиметра, он развит менее широко и применяется в тех случаях, когда оксиметр на просвет применить затруднительно. Самое важное применение для отражательного оксиметра сегодня – это контролирование насыщенности кислородом плода, особенно во время акушерского периода и измерение кислородной насыщенности в раковых опухолях.

Основываясь на этих данных был разработан импульсный оксиметр на отражение, позволяющий определять кислородонасыщенность крови неинвазивно. Были проделаны испытания прибора на живом объекте.

1.3. Источники оптического излучения

Наиболее распространенный источник оптического излучения – солнце. В некоторых датчиках, используется тепловое излучение от контролируемого объекта. Однако в более сложных системах обычно используются более совершенные источники. Ультрафиолетовое излучение диапазона от 10 до 400 нм, видимый свет от 400 до 750 нм, инфракрасное (ИК) излучение от 750 до 5000 нм.

В качестве источников оптического излучения используются лампы накаливания, светодиоды, лазеры. Кроме того, используются различные системы модификаций спектра (светофильтры, монохроматоры),

модификации оптического пути (линзы, зеркала, разделительные экраны, диафрагмы) и оптические модуляторы.

Спектральные характеристики некоторых источников света показаны на рис. 1.8

1.4. ФОТОПРИЕМНИКИ

1.4.1. ФОТОДИОДНЫЕ ПРИЕМНИКИ ИЗЛУЧЕНИЯ И ИХ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ ЦЕПИ

На практике в качестве приемников излучения чаще всего применяют рiп-диоды, которые имеют слоистую структуру. Особенностью этой структуры является то, что тонкие полупроводниковые слои р и п – типа разделены областью высокоомного кремния (i). При попадании на рi-переход световых лучей достаточно высокой энергии возникает фототок I_{sh} (ток короткого замыкания) порядка 0,1...1 А/Вт.

Структура PIN-диода показана на рис.1.9.

Зависимость чувствительности такого фотодиода от длины волны показана на рис. 1.10, а зависимость фототока (I_{sh}) от энергии падающего света – на рис. 1.11.

Существует два основных режима работы фотодиодов: фотоэлектрический и фотопроводящий. В первом случае к фотодиоду не прикладывается никакого напряжения смещения. Это приводит к отсутствию темнового тока, поэтому здесь присутствует только тепловой шум. Такой режим дает возможность получить наилучшую чувствительность при низких уровнях излучения. Однако из-за увеличения емкости перехода ухудшается быстродействие диода и чувствительность к излучениям больших длин волн.

В качестве измерительных цепей фотодиодных приемников, работающих в фотоэлектрическом режиме, используются

преобразователи ток – напряжение, выполненные на операционных усилителях.

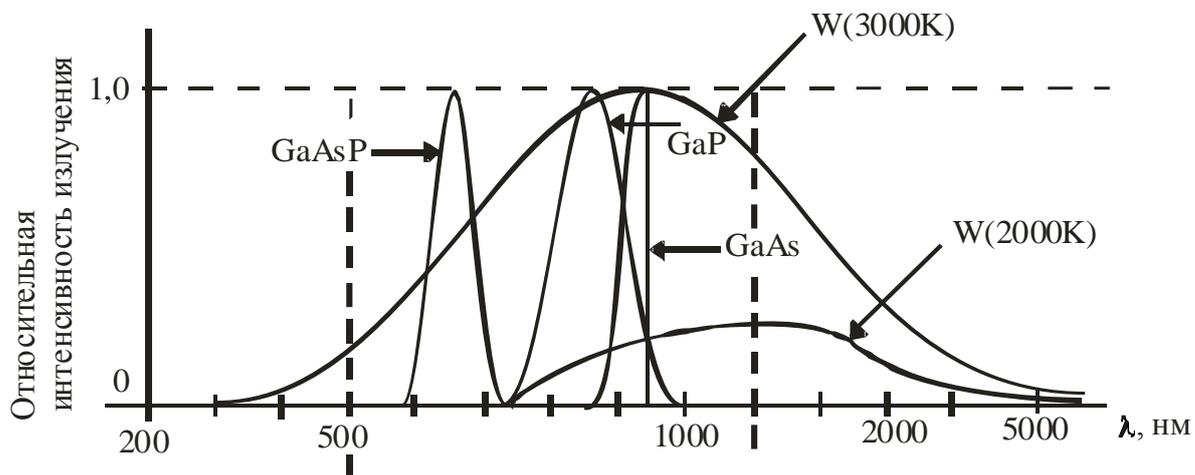


Рис. 1.8 Спектральные характеристики некоторых источников света (W – вольфрамовая нить накала)

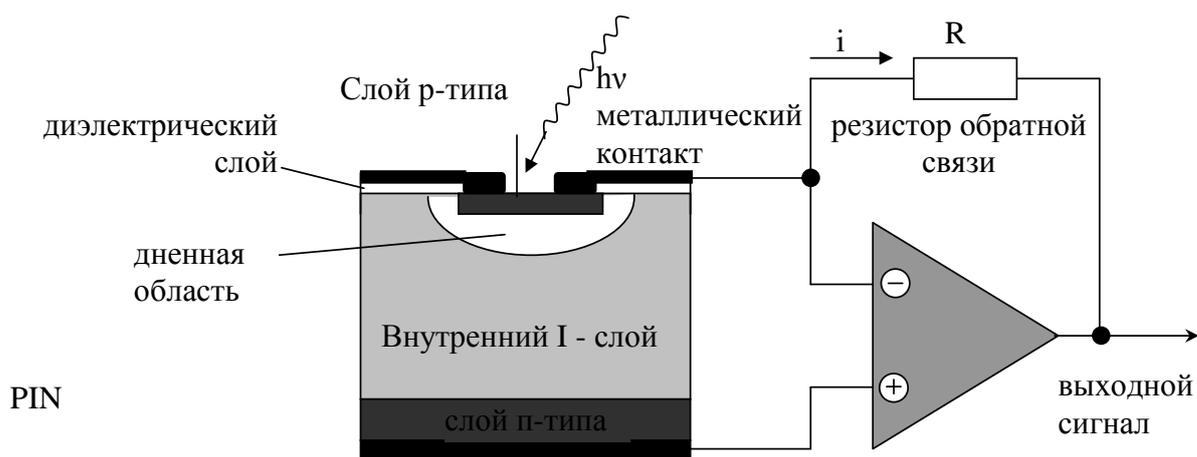


Рис.1.9. Структура PIN- фотодиода, подсоединенного к преобразователю ток-напряжение

Типичные схемы для преобразователя ток – напряжение показаны на рис. 1.12.

Большой собственный коэффициент усиления ОУ приводит к тому, что инвертируемый вход является виртуальной землей, поэтому протекающий через резистор R_{oc} (рис. 1.12а) ток равен току входа I_{sh} . Следовательно, выходное напряжение определяется соотношением $U_{вых} = -R_{oc}I_{sh}$.

Для ограничения высококачественных шумов дополнительного и предотвращения самовозбуждения ОУ можно параллельно ему включить компрессор $C_{доп}$ (10нФ...100пФ).

Погрешности схемы, связанные с входными токами, можно уменьшить включая дополнительный резистор, равный R_{oc} , между инвертирующим входом и землей.

При работе фотодиода в фотопроводящем режиме на него подается обратное напряжение смещения. Это ведет к расширению обедненной зоны, снижению емкости перехода, формированию линейной зависимости фототока от интенсивности излучения в широком диапазоне частот. Однако при увеличении обратного смещения возрастает дробовой шум. На рис. 1.13 показана рабочая схема усилителя сигнала фотодиода. На рис. 1.14 приведена нагрузочная характеристика диода.

Обратное смещение фотодиода сдвигает нагрузочную линию в третий квадрант, где линейность вольтамперной характеристики выше, чем при работе в фотоэлектрическом режиме. Линия нагрузки пересекает ось напряжений в точке, соответствующей напряжению смещения E , а ее наклон обратно пропорционален коэффициенту усиления ОУ без ОС. Верхний предел полосы пропускания фотодиода в фотопроводящем режиме достигает сотен мегагерц, что сопровождается увеличением отношения сигнал/шум.

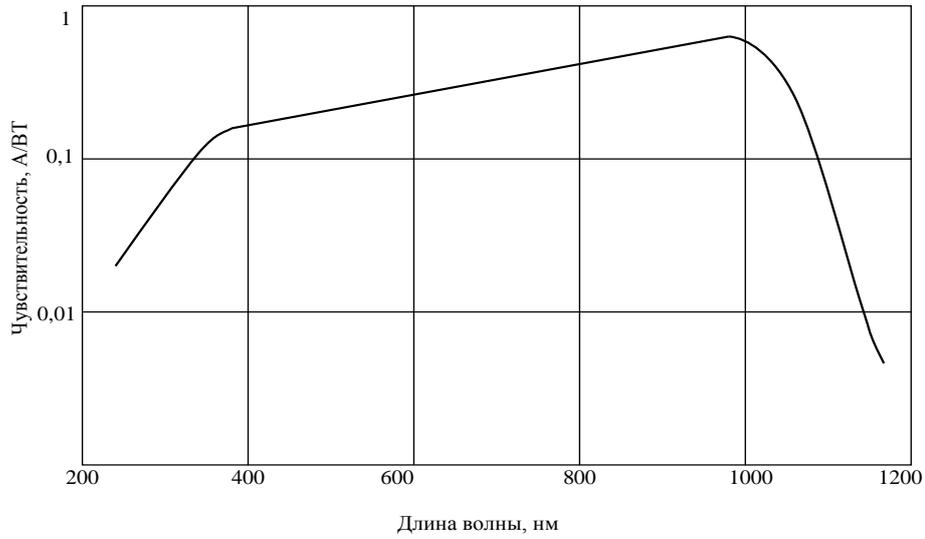


Рис. 1.10. Спектральная чувствительность типичной кремниевой ячейки

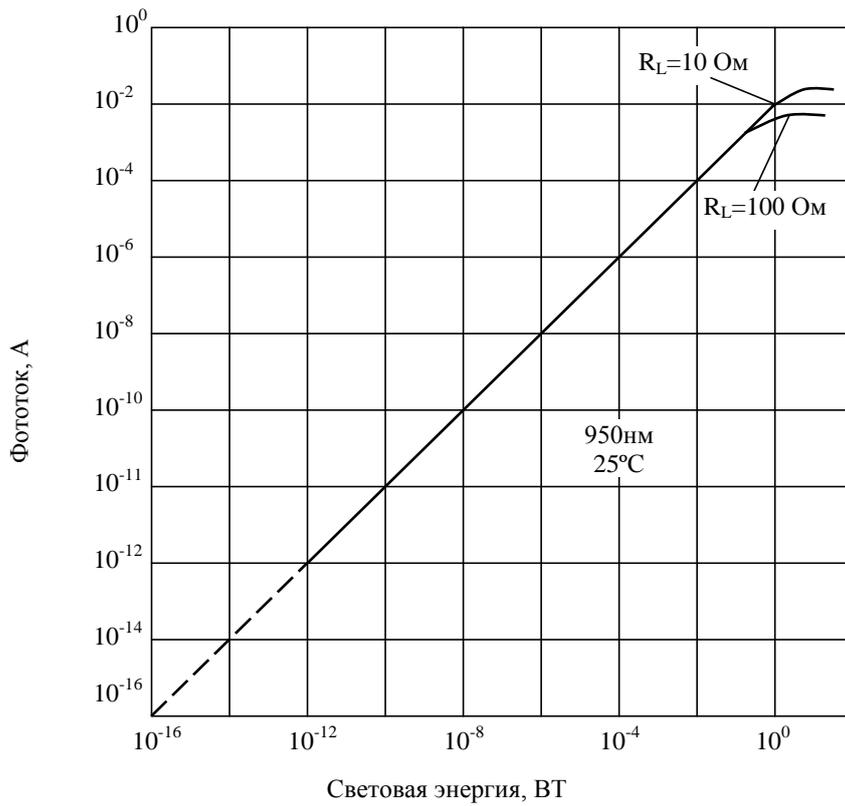


Рис. 1.11. Зависимость фототока от энергии падающего света: (R_L – сопротивление нагрузки)

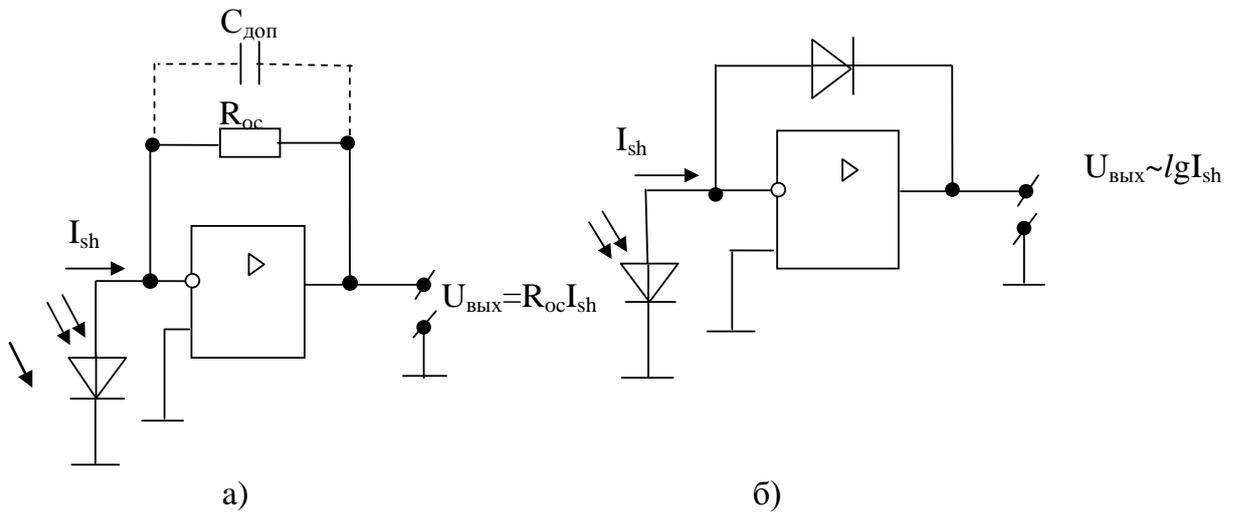


Рис. 1.12. Типичные схемы измерительных цепей с фотодиодным приемником измерения.

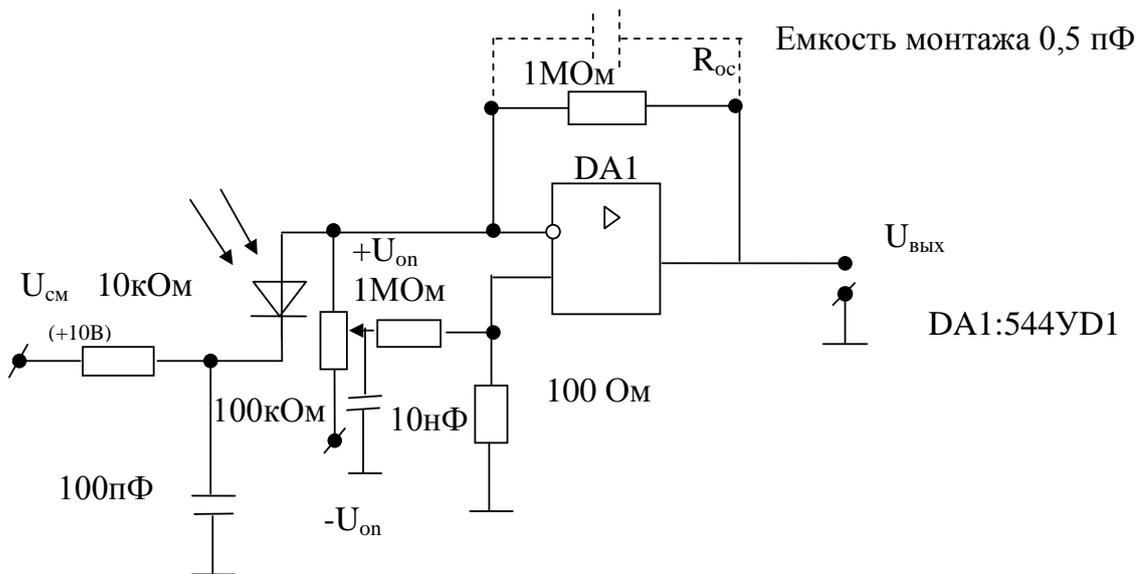


Рис. 1.13. Усилитель тока фотодиода

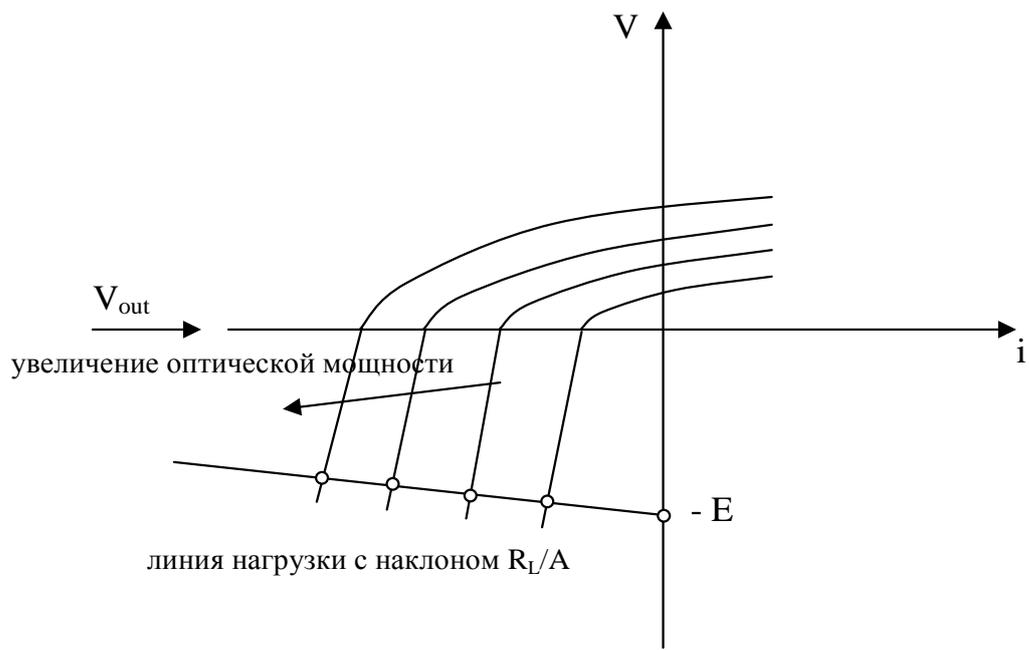


Рис.1.14. Фотопроводящий режим работы фотодиода - нагрузочная характеристика

1.2.2. ФОТОРЕЗИСТОРЫ И ИХ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ ЦЕПИ

Фоторезисторы представляют собой однородную полупроводниковую пластину с контактами, которая при освещении уменьшает свое сопротивление в результате внутреннего фотоэффекта. Спектральные характеристики фоторезисторов представлены на рис. 1.15 и определяются свойствами используемых полупроводниковых материалов.

Вольт – амперные характеристики фоторезисторов линейны в пределах допустимых мощностей рассеяния. Световая характеристика фоторезистора линейна только при малых уровнях светового потока, практически до освещенности 200...300 лк(рис. 1.16).

При применении фоторезисторов необходим фильтр, позволяющий ограничить чувствительность датчика в области частот, близких к инфракрасному диапазону. Без такого фильтра изменения насыщения крови кислородом, которые наиболее выражены в видимой части спектра, приводят к изменению чувствительности датчика.

Измерительные цепи фоторезисторов строятся с использованием как постоянного, так и переменного напряжения питания. Допустимое напряжение питания определяется допустимой мощностью рассеяния и сопротивлением максимально освещенного фоторезистора как $U \leq \sqrt{P_{дон} \cdot R_{осв}}$. Наиболее распространенной является мостовая цепь. При выборе элементов мостовой цепи следует иметь в виду, что сопротивление фоторезистора меняется очень существенно и измерительная цепь может внести дополнительную нелинейность. Пример измерительной цепи с операционным усилителем показан на рис. 1.17. Выходное напряжение усилителя $U_{вых} = - EG_1 / G_2$ пропорционально отношению проводимостей фоторезисторов дифференциального преобразователя. В схеме рис. 8 возможна замена одного из фоторезисторов резистором R_0 , тогда

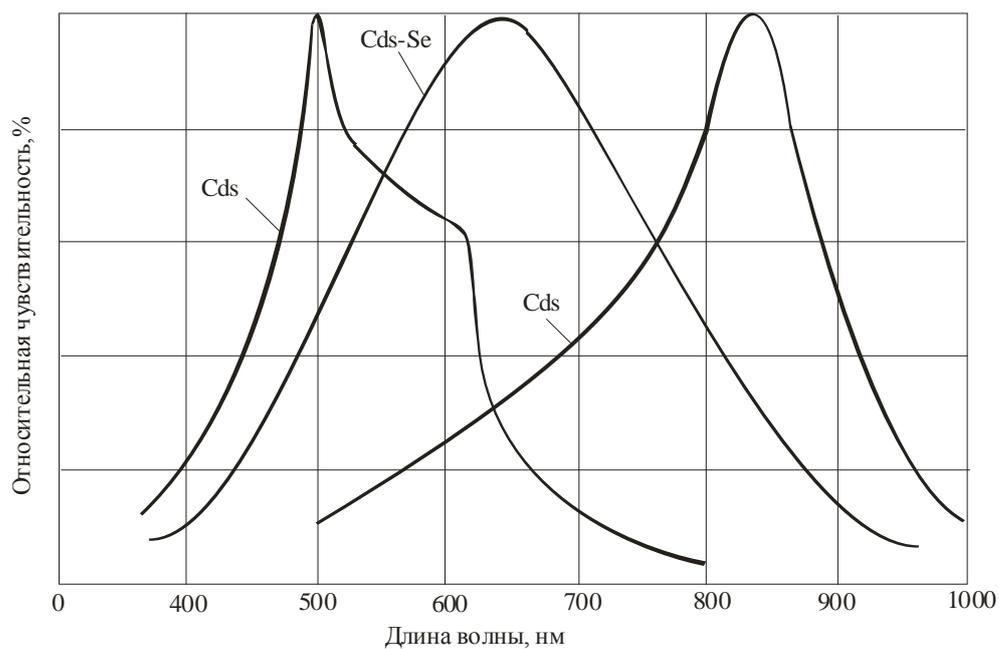


Рис. 1.15. Распределение спектральной чувствительности различных фоторезисторов.

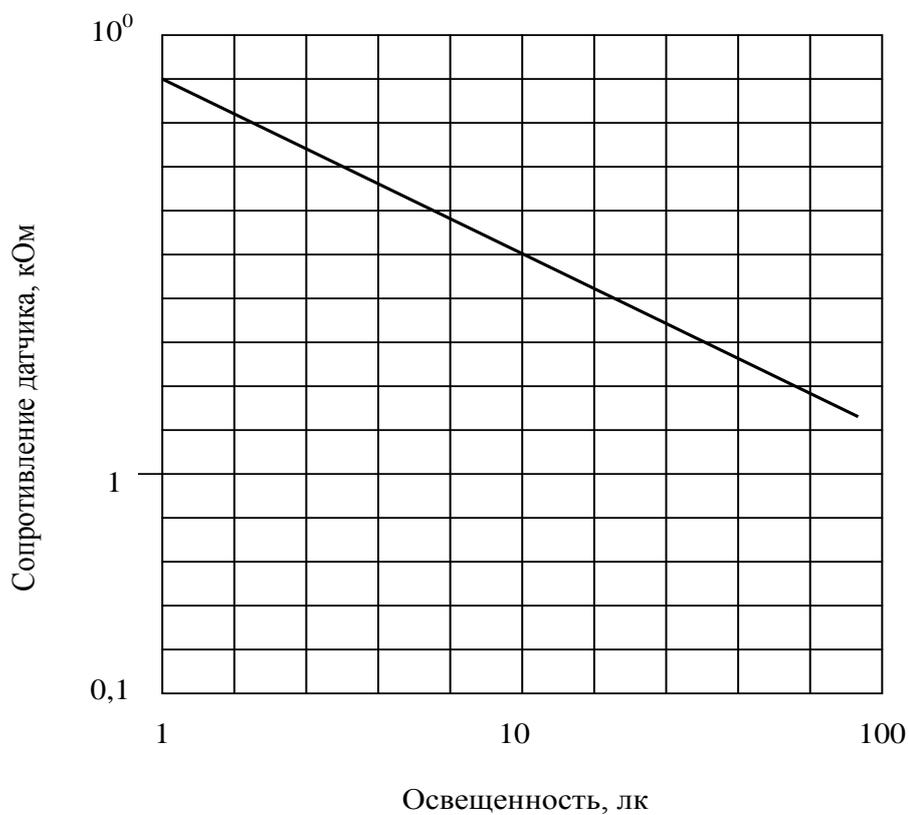


Рис. 1.16. Чувствительность фоторезистора

$$U_{\text{ВЫХ}} = -ER_0 / R_2 \quad \text{или} \quad U_{\text{ВЫХ}} = -E R_2 / R_0.$$

Датчики меньших размеров изготавливают на основе кремниевых фототранзисторов. Со всеми типами датчиков желательно использовать фильтры, пропускающие только инфракрасное излучение, которые прикрывают датчик от люминесцентного освещения, вызывающего наводку с двойной сетевой частотой 100 Гц. Такой фильтр не препятствует прохождению солнечного света или света от ламп накаливания, что способно сместить нулевую линию. Вследствие этого, к фотоплетизмографам обычно прилагается светонепроницаемый кожух.

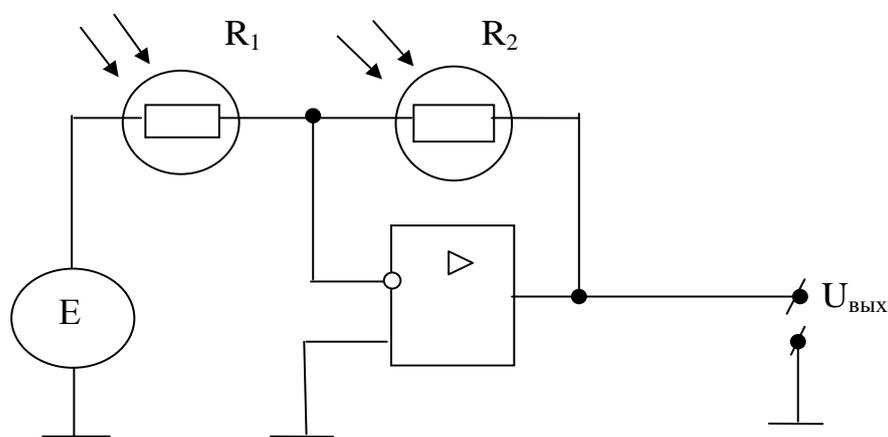


Рис. 1.17. Измерительная цепь фоторезистора

Фотодиод оптопары должен работать в фотогенераторном режиме, то есть без источника запирающего напряжения. Это обусловлено тем, что при снятии фотоплетизмограммы освещенность изменяется на 1%.

1.2.3. ПОМЕХИ В ФОТОДАТЧИКАХ

Основные помехи, влияющие на точность измерения фотоплетизмограммы, имеют электрическую, оптическую и физиологическую природу.

Электрические помехи ("наводки") возникают в усилительном тракте фотоплетизмографа в результате влияния внешних электромагнитных полей, создаваемых, в частности, питающей сетью 50 Гц, электрохирургическим инструментом, физиотерапевтической аппаратурой. Подавление помех осуществляется путем частотной фильтрации сигналов, так как полезная информация в ФПГ сигнале сосредоточена, в основном, в диапазоне до 10 Гц, т.е. значительно ниже частотного диапазона помех. Для этой цели используются аналоговые фильтры нижних частот в усилительном тракте, а также цифровая фильтрация, дающая высокую крутизну спада частотной характеристики.

Помехи оптического происхождения возникают в случае попадания света от посторонних источников излучения (от хирургических ламп, ламп дневного света и т.п.) на фотоприемник датчика. Под действием данных помех уровень сигнала, снимаемого с фотоприемника, может изменяться, искажая сигнал, обусловленный абсорбцией излучения светодиодами в тканях. Для подавления оптических помех используют два источника излучения, например, красный и инфракрасный, и метод трехфазной коммутации светодиодов датчика. В первые две фазы коммутации поочередно включаются либо "красивый", либо "инфракрасный" светодиод датчика, в третьей фазе оба светодиода выключаются и фотоприемник регистрирует фоновую засветку датчика, включающую оптические помехи. Напряжение фоновой засветки

запоминается и вычитается из сигналов "красного" и "инфракрасного" каналов, получаемых в первые две фазы коммутации. Таким образом, действие фоновой засветки датчика на полезный сигнал ослабляется.

Коммутация светодиодов с достаточно высокой частотой (намного превышающей частоты оптических помех) позволяет при выделении сигналов различных каналов в усилительном тракте использовать принципы синхронного детектирования, существенно улучшающие соотношения сигнал/шум. Сильная фоновая засветка датчика может стать причиной возникновения искажений в усилительном тракте, поэтому фотоприемник и первые каскады усиления должны обладать линейностью характеристики в большом динамическом диапазоне входных сигналов. Это необходимо для устранения амплитудных искажений переменной составляющей сигнала и подавления перекрестных помех. Ослабление фоновых засветок достигается также конструктивным построением датчика с использованием оптического экранирования.

Помехи физиологической природы оказывают наиболее сильное влияние на показания фотоплетизмографов. К таким помехам можно отнести влияние двигательных артефактов, в том числе и дыхания, непостоянство формы пульсового волны и снижение ее амплитуды у различных пациентов. Движение конечности с закрепленным на ней датчиком вызывает, например, перераспределение объема крови, находящегося в поле зрения датчика, что дает на выходе фотоприемника помеховый сигнал. Ослабление указанных помех особенно важно при выделении максимумов артериальных пульсаций фотоплетизмографических сигналов обоих каналов.

Анализируя соотношение сигнала и помехи, система в случае недопустимых условий измерения формирует для пользователя сообщения, позволяющие либо исправить положение (устранить артефакты), либо правильно истолковать показания прибора. Наиболее часто формируются сообщения, получаемые путем порогового контроля

сигналов в усилительном тракте прибора, говорящие о случайном отключении датчика, "отсутствии пациента", о сильной фоновой засветке, о снижении амплитуды пульса ниже допустимого с точки зрения шумов. Данные ситуации устраняются путем правильной установки датчика и выбора места его расположения на теле пациента.

II ОСНОВНАЯ ЧАСТЬ.

2.1. НЕИНВАЗИВНЫЙ МОНИТОРИНГ ГАЗОВ КРОВИ

Для неинвазивного определения газового состава артериальной крови в настоящее время существует несколько методик. Хотя каждая из них имеет определённые ограничения, в последние 10 лет их наиболее часто применяют в клинической практике, в том числе и в отделениях интенсивной терапии.

В настоящей главе представлены 3 метода: оксиметрия, капнография и чрескожный мониторинг газов крови.

2.3. ОКСИМЕТРИЯ (ОКСИГЕМОМЕТРИЯ)

Оксиметрия — оптический метод определения степени насыщения гемоглобина кровя кислородом, основанный на специфических отличиях спектральных свойств оксигемоглобина и восстановленного гемоглобина. Оксиметры (оксигемометры) были предложены в начале 1970 г., но это были не приемлемые световые пульс-оксиметры, внедрённые только в начале 1980 г. Популярность пульс-оксиметрии росла медленно: лишь в 1987 г. Американская ассоциация анестезиологов рекомендовала пульсовую оксиметрию как стандартный метод для каждого больного, получающего общие анестетики.

2.4. ПРИНЦИП МЕТОДА ОКСИМЕТРИИ

Оксиметрия базируется на способности разных форм гемоглобина поглощать свет различной длины волны. Оксигемоглобин (HbO_2) поглощает видимый свет красного участка спектра (поэтому оксигенированная кровь красного цвета), а дезоксигемоглобин, или восстановленный гемоглобин (RHb), поглощает свет вблизи инфракрасного диапазона. Если световой пучок состоит из волн обеих названных частей спектра, которые проходят через кровеносные

сосуды (рис. 24-1), то передача волн каждого из участков будет обратно пропорциональна концентрации HbO_2 и RHb в крови.

Насыщение гемоглобина артериальной крови кислородом (SaO_2) рассчитывается как отношение количества HbO_2 к общему количеству Hb (т.е. сумме HbO_2 и RHb) в пробе:

$$S_aO_2 (\%) = \frac{\text{HbO}_2}{\text{HbO}_2 + \text{RHb}} \cdot 100.$$

Эта формула применима только к двум формам гемоглобина, так как она не учитывает содержание метгемоглобина и карбоксигемоглобина в крови. Оксиметры для использования *in vitro* имеют 4 различные длины волн света и могут определять все 4 перечисленные формы гемоглобина. Оксиметр для постоянного мониторингового наблюдения имеет только 2 длины волн света, поэтому такие состояния, как метгемоглобин- и карбоксигемоглобинемия, очевидно, не будут выявлены. Однако эти состояния встречаются достаточно редко, поэтому для большинства больных применение двух длин волн вполне обоснованно.

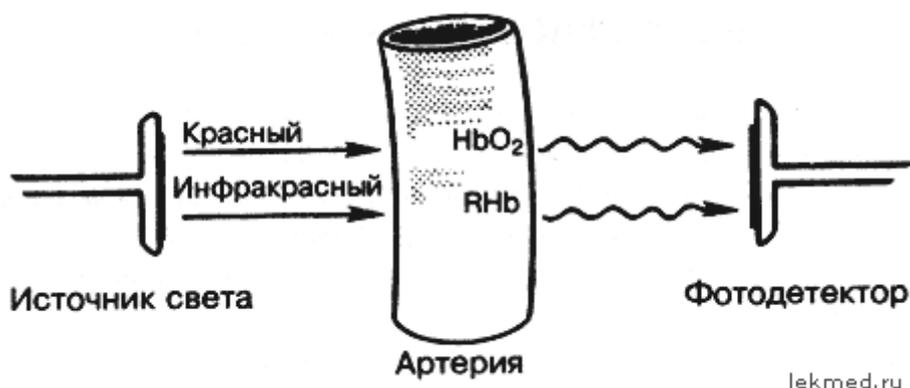


Рис. 24-1. Принцип пульс-оксиметрии. Объяснение в тексте.

2.5. ПУЛЬС-ОКСИМЕТРИЯ

Традиционные оксиметры имеют два недостатка. Первый — поглощение света рядом пигментов (например, билирубином) и другими тканевыми элементами. Второй и более трудно устранимый — невозможность дифференцировать гемоглобин артериальной и венозной крови. Указанные проблемы отчасти решены в оксиметрах, которые измеряют прохождение света только через пульсирующие сосуды. Это так называемые пульсоксиметры, значительно повысившие эффективность мониторинга в отделениях интенсивной терапии.

Принцип пульсоксиметрии представлен на рис. 24-1. Пульсация артерий может быть причиной колебаний светового пучка, падающего на них. Фотоэлемент на пульсоксиметре способен принимать изменения проходящего света вследствие артериальной пульсации и неизменённый свет от вен и других неппульсирующих элементов. При этом обрабатывается только изменённый входящий свет (аналогично усилителю переменного тока) без учёта неизменённого светового потока от вен и других неппульсирующих источников в тканях. Это объясняет, почему на данные пульсоксиметрии не влияет толщина тканей (включая ногтевую пластинку) или пигменты.

Точность. В ряде сообщений отмечается высокая точность пульсовой оксиметрии [1,2]. Например, показано, что точность определения содержания оксигемоглобина *in vitro* с помощью мультиволновых оксиметров колеблется в пределах 2-3% [1,2]. Единственное требование к точности измерения: проводить исследования у больных без гемодинамических нарушений и с SaO_2 выше 70%. Точность измерения при SaO_2 ниже 70% сильно варьирует [4], но такие значения встречаются нечасто, поскольку выраженная гипоксемия недопустима в отделениях интенсивной терапии.

Показания к пульс-оксиметрии связаны с наличием оксиметров, потому что в реальности не каждому пациенту, который нуждается в дополнительной подаче кислорода, необходим постоянный мониторинг SaO_2 с помощью пульсоксиметра, в том числе если у больного артериальная гипотензия или какое-то другое состояние, способное снизить точность измерения.

Ограничения. Основное ограничение пульсоксиметрии — нечувствительность показателя насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом к сдвигам лёгочного газообмена. Это связано с формой кривой диссоциации оксигемоглобина (см. рис 25-1). Когда SaO_2 более 90% и p_aO_2 выше 60 мм рт.ст., верхняя часть кривой отлогая, и $pдO_2$ может изменяться в значительных пределах с небольшими колебаниями SaO_2 . Иными словами, показатель SaO_2 будет неадекватен для выявления ранних изменений в лёгочном газообмене. Однако значение этих ограничений неясно.

2.5. ЧРЕСКОЖНОЕ ИЗМЕРЕНИЕ pO_2

Электроды для чрескожного определения pO_2 впервые были применены в начале 1970 г. у новорождённых; при этом была доказана их надёжность для детей этого возраста. Однако надёжность метода у взрослых варьирует, что ограничивает его применение. Некоторый интерес получило использование чрескожных кислородных электродов для мониторинга кровотока в нижних и верхних конечностях, но в настоящее время их применение ограничено.

2.6. ПРИНЦИП МЕТОДА

Чрескожные кислородные электроды предназначены для определения pO_2 в капиллярной сети дермы, расположенной под эпидермисом. Электрод — миниатюрный аналог полярографического электрода Кларка (он используется для измерения pO_2 в артериальной крови), который укрепляется на поверхности кожи с помощью прижимающего кольца. Нагревательный элемент, окружающий

электрод, применяется для повышения температуры в прилегающих участках кожи до 44-45°C. Это улучшает диффузию кислорода через эпидермис и повышает точность измерений у взрослых (у новорождённых эпидермис тонкий, не требующий дополнительного подогрева). Электроды обычно помещают на передневерхней поверхности грудной клетки или на плечах, где кожный кровоток довольно высокий. Место расположения электрода необходимо менять каждые 4 ч для того, чтобы уменьшить риск ожога нижележащих тканей.

2.8. Точность

Точность чрескожного измерения pO_2 ($T_c pO_2$) определяется адекватностью периферического кровотока. Когда он нормальный, $T_c pO_2$ достаточно точно отражает $p_a O_2$ [5,6]. Однако если периферический кровоток снижается, то $T_c pO_2$ может преуменьшить $p_a O_2$. Влияние сердечного выброса на $T_c pO_2$ показано на рис. 24-2 [6]. $T_c pO_2$ не зависит от сердечного индекса до тех пор, пока он выше 2 л/(мин·м²), затем $T_c pO_2$ изменяется прямо пропорционально с сердечным индексом [6]. При низком кровотоке $T_c pO_2$ определяет больше венозное pO_2 , чем артериальное, потому что венозная кровь будет преобладать в нижележащих сосудах при сниженном артериальном давлении.

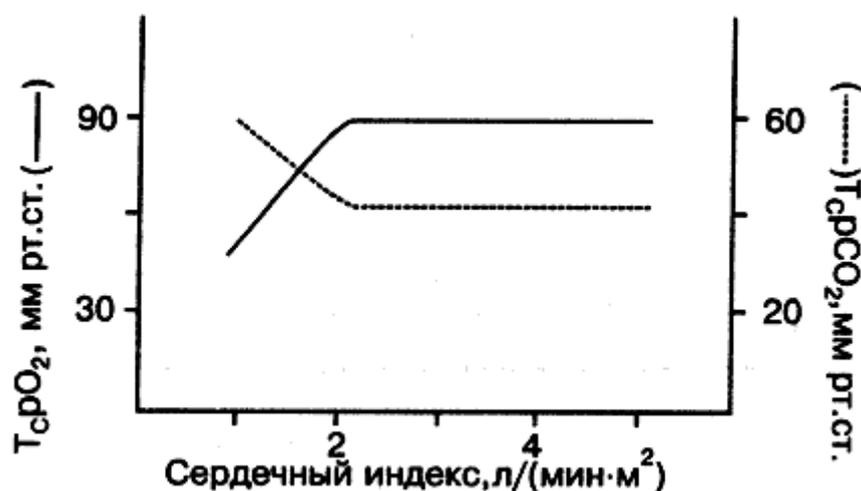


Рис. 24-2. Влияние сердечного выброса на точность чрескожного измерения газов крови.

2.9. МОНИТОРИНГ КРОВОТОКА

На основе описанной выше зависимости $T_{c}pO_2$ от величины потока крови можно предложить совсем другое применение чрескожных электродов, в частности, их можно использовать для определения адекватности кровотока в травмированной конечности или после реконструктивной операции на сосудах [7]. На рис. 24-3 продемонстрировано применение $T_{c}pO_2$ для мониторинга кровотока в нижней конечности. Графическая запись была получена с помощью чрескожных кислородных электродов, помещенных на верхней поверхности левой стопы добровольцев, у которых в анамнезе не было заболеваний периферических сосудов. Затем на противоположной стороне пережимали бедренную артерию в паховой области. Как показано между стрелками, $T_{c}pO_2$ быстро снижалось во время артериальной компрессии и возвращалось к исходному уровню, когда компрессию прекращали. Если бы другой электрод (электрод сравнения) помещали в контрольную область (с нормальным уровнем кровотока), то $T_{c}pO_2$ конечности стал бы маркером сниженного кровотока.

2.10. КОНЪЮНКТИВАЛЬНОЕ pO_2

Использование в клинике конъюнктивального pO_2 основывается, в частности, на том, что эпителии роговицы имеет высокую проницаемость для разнообразных газообразных веществ, включая кислород.

2.11. ПРИНЦИП МЕТОДА

Кожа взрослого человека — не идеальная поверхность для мониторинга, потому что она толстая и без искусственного нагревания относительно непроницаема для кислорода. Другое дело — конъюнктива век. Эпителий здесь состоит только из 2-4 рядов клеток,

а подлежащая капиллярная сеть плотная. В связи с этим кислород легко диффундирует через эпителии, поэтому нагревать поверхность нет необходимости. Кроме того, уровень конъюнктивального pO_2 может отражать pO_2 во внутренней сонной артерии и, следовательно, рассматриваться как показатель доставки кислорода в центральную нервную систему.



Рис. 24-3. Чрескожное определение pO_2 ; во время ручного пережатия бедренной артерии. Кислородный электрод на тыльной поверхности стопы. Объяснение в тексте.

В связи с преимуществом конъюнктивального pO_2 была предложена пластиковая глазная пластинка, которая содержит миниатюрный электрод Кларка [8]. Пластинка покрывает поверхность глаза и имеет центральное отверстие для предупреждения повреждения роговицы.

2.12. ТОЧНОСТЬ

Конъюнктивальное pO_2 точно отражает $p_a O_2$ у больных с нормальным сердечным выбросом [8]. Однако если сердечный выброс или доставка кислорода к органам и тканям уменьшается, то конъюнктивальное pO_2 снижается относительно $p_a O_2$ (аналогично и $T_c pO_2$).

2.13. ЧРЕСКОЖНОЕ ИЗМЕРЕНИЕ PCO_2

Причины, ограничивающие точность чрескожной регистрации $p\text{CO}_2$ ($T_c p\text{CO}_2$), сходные таковыми для $T_c p\text{O}_2$. Точность измерения зависит от возраста (наиболее точно у новорождённых), толщины кожи и гемодинамического статуса. Нагревание прилегающих участков кожи повышает точность определения $T_c p\text{CO}_2$ у взрослых, увеличивая диффузию CO_2 через эпидермис [10].

2.14. ПРИНЦИП МЕТОДА

Существует два типа кожных электродов для измерения CO_2 . С помощью электродов 1-го типа измеряют $p\text{CO}_2$, регистрируя изменения pH в бикарбонатсодержащем растворе, контактирующем с кожей. В другом использован принцип абсорбции инфракрасного излучения в газовой камере, которая контактирует с кожей [8]. Оба типа электродов имеют нагревательный элемент для повышения точности измерения и ускорения обработки информации.

2.15. ТОЧНОСТЬ

У взрослых больных с нормальными сердечным выбросом и артериальным давлением $T_c p\text{CO}_2$ может довольно точно отражать $p_a\text{CO}_2$ [9]. Однако при снижении сердечного выброса ниже нормы наблюдается увеличение $T_c p\text{CO}_2$ относительно $p_a\text{CO}_2$, что показано на рис. 24-2. Сдвиги $T_c p\text{CO}_2$ при пониженном кровотоке противоположны изменениям $T_c p\text{O}_2$ и являются следствием уменьшения выведения CO_2 из крови. В результате этого расхождения определение $T_c p\text{CO}_2$ не стало популярным методом для неинвазивного мониторинга газов крови.

2.16. СОДЕРЖАНИЕ CO_2 В ВЫДЫХАЕМОМ ВОЗДУХЕ

Капнография — метод непрерывной графической регистрации концентрации CO_2 в выдыхаемом воздухе. Содержание CO_2 в выдыхаемом воздухе можно использовать для неинвазивного определения $p_a\text{CO}_2$ у интубированных больных [11, 12].

2.17. ПРИНЦИП МЕТОДА

Нормальная кривая элиминации CO_2 из выдыхаемого воздуха показана на рис. 24-4. В начале выдоха воздух, занимающий анатомическое мёртвое пространство, первым покидает дыхательные пути, а pCO_2 при этом низкое. При продолжении выдоха из лёгких начинает выходить альвеолярный воздух, а pCO_2 возрастает. PCO_2 растёт до тех пор, пока не достигнет плато в конце выдоха, которое остаётся практически постоянным до начала следующего вдоха. При нормальной функции лёгких pCO_2 в выдыхаемом воздухе в конце спокойного выдоха (EtCO_2) эквивалентно pCO_2 в дистально-капиллярной (артериальной) крови.

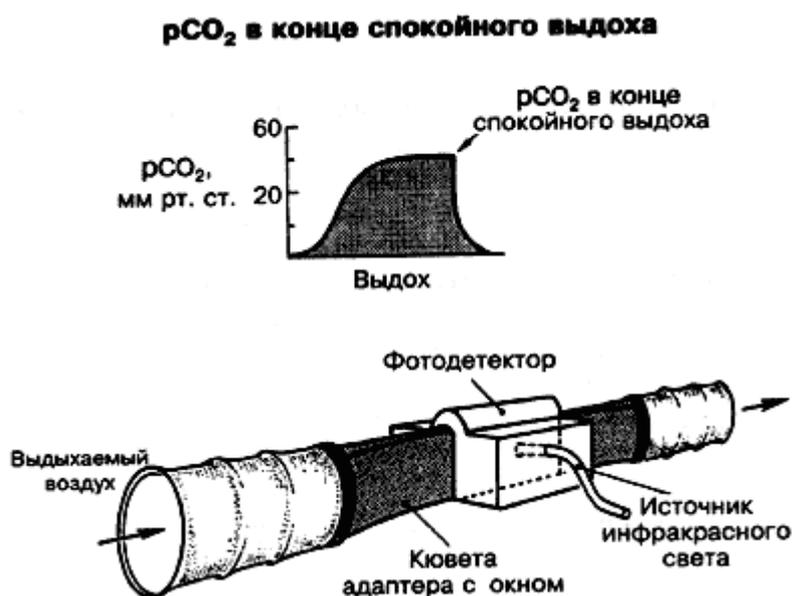


Рис. 24-4. Инфракрасный анализатор для мониторинга CO_2 ; в выдыхаемом воздухе. На графике показано изменение pCO_2 ; во время спокойного выдоха. Объяснение в тексте.

Как показано на рис. 24-4, инфракрасный анализатор помещают у места выдоха. Диод на одной стороне прибора излучает инфракрасные лучи, которые проходят через выдыхаемый воздух: интенсивность их передачи измеряется на другой стороне фотодетектором. Анализатор даёт быстрый ответ, не зависящий от воздушного потока. В основу работы анализатора положена, в частности, способность углекислого

газа поглощать инфракрасное излучение пропорционально содержанию CO_2 .

2.18. РАЗНИЦА (ГРАДИЕНТ) $p_a\text{CO}_2 - E_T\text{CO}_2$

В норме $p_a\text{CO}_2$ и $p\text{CO}_2$ в конце спокойного выдоха отличаются друг от друга всего на несколько миллиметров ртутного столба [11]. При сердечно-лёгочной патологии $E_T\text{CO}_2$ заметно снижается по отношению к $p_a\text{CO}_2$. По изменению градиента $p_a\text{CO}_2 - E_T\text{CO}_2$ различают следующие состояния.

Высокий градиент $p_a\text{CO}_2 - E_T\text{CO}_2$. В этой ситуации альвеолы из-за высокого отношения V_d/V_t недоперфузируются и переход CO_2 из лёгочных капилляров в альвеолы ухудшается. К этому могут приводить:

1. Низкий сердечный выброс.
2. Чрезмерное раздувание лёгких (при ПДКВ).
3. Увеличение физиологического мёртвого пространства.

Обратный градиент $p_a\text{CO}_2 - E_T\text{CO}_2$. Величина $E_T\text{CO}_2$, превышающая $p_a\text{CO}_2$, нетипична, но следующие состояния могут привести к такой ситуации [11]:

1. Чрезмерное образование CO_2 при уменьшении объёма вдыхаемого воздуха.

2. Чрезмерная альвеолярная вентиляция.

3. Высокая концентрация кислорода во вдыхаемом воздухе. Некоторые факторы могут влиять на разницу между $E_T\text{CO}_2$ и $p_a\text{CO}_2$, поэтому целесообразно периодически исследовать газы артериальной крови, чтобы точно определить $E_T\text{CO}_2$.

2.19. Клиническое применение

Необходимо регистрировать $E_T\text{CO}_2$ в следующих ситуациях.

Нарушения при проведении искусственной вентиляции лёгких. В качестве дублирующей системы тревоги при искусственной

вентиляции лёгких могут быть полезны мониторы, включающие сигнал тревоги при внезапном снижении $E_t\text{CO}_2$. Этот сигнал может свидетельствовать об отсоединении трубок у больного или об утечке воздуха из соединительных трубок [13].

Осложнения, обусловленные длительной искусственной вентиляцией лёгких. С длительной искусственной вентиляцией лёгких связывают несколько осложнений, и изменение $E_t\text{CO}_2$ может быть их ранним признаком. Внезапное снижение $E_t\text{CO}_2$, сопровождаемое увеличением градиента $p_a\text{CO}_2 - E_t\text{CO}_2$, наблюдается при эмболии лёгочной артерии, ателектазе, пневмонии, сепсисе и респираторном дистресс-синдроме взрослых. Беспокойство и возбуждение (нелёгочной природы) могут уменьшить $E_t\text{CO}_2$ без изменения разницы $p_a\text{CO}_2 - E_t\text{CO}_2$.

Послеоперационная дрожь. $E_t\text{CO}_2$ может быть ценным показателем при мониторинге состояния больных в раннем послеоперационном периоде после применения искусственного кровообращения. Дрожь во время согревания в ряде случаев является причиной комбинированного ацидоза (респираторного и метаболического), который может быть весьма выраженным и даже опасным для жизни. Причина респираторного ацидоза — повышенная продукция CO_2 при плохой вентиляции лёгких из-за остаточного действия общих анестетиков, а метаболического ацидоза — чрезмерная выработка лактата скелетной мускулатурой. Эти два процесса ведут к увеличению $E_t\text{CO}_2$, а его внезапное возрастание может предвещать одно из отмеченных выше осложнений. Послеоперационную дрожь и связанные с ней осложнения можно устранить путём миорелаксации или увеличением минутной вентиляции лёгких.

Отключение от респиратора. $E_t\text{CO}_2$ может применяться для оценки состояния больных во время отключения их от аппарата

искусственной вентиляции лёгких [14]. Увеличение E_tCO_2 в период отключения может быть ранним признаком неэффективности мероприятия.

Контролируемая гипервентиляция. Мониторинг E_tCO_2 помогает поддерживать необходимый уровень гипервентиляции у больных с черепно-мозговой травмой или в других случаях, когда гипервентиляция желательна для контроля внутричерепного давления. Градиент $p_aCO_2 - E_tCO_2$ можно проверять периодически и использовать его для поддержания уровня E_tCO_2 .

Сердечно-лёгочная реанимация. Недавно показатель E_tCO_2 предложили применять для оценки эффективности закрытого массажа сердца. Действительно, E_tCO_2 будет уменьшаться при снижении лёгочного кровотока, поэтому его можно использовать в качестве неинвазивного показателя кровотока во время сердечно-лёгочной реанимации. Сообщают, что ни один больной с E_tCO_2 менее 10 мм рт.ст. во время реанимации не выживает [15]. Это утверждение очень важно, и необходимо дальнейшее изучение данного вопроса.

2.2.1 ПРИНЦИП ДЕЙСТВИЯ И СХЕМА

Был спроектирован измеритель пульса на микроконтроллере PIC16F628A, принципиальная схема которого представлена на рисунке 2.1

Данный проект демонстрирует технику измерения частоты сердечных сокращений (пульса) по изменению объема крови в артерии пальца. В статье мы рассмотрим все основные моменты в аппаратной и программной реализации устройства.

Пульс – это количество ударов сердца в единицу времени, и обычно измеряется в ударах в минуту. Для взрослых нормальный пульс составляет 60-100 ударов в минуту при отсутствии нагрузок. Пульс, измеренный в отсутствии физических нагрузок, является

важным показателем здоровья человека. Для измерения пульса используется датчик, который состоит из инфракрасного светодиода, который передает ИК сигнал на палец человека, и фотодиода, который принимает отраженный от клеток крови сигнал.

Интенсивность отраженного сигнала зависит от объема крови в кончике пальца. Следовательно, с каждым ударом сердца немного изменяется интенсивность отраженного ИК сигнала, которая фиксируется фотодиодом. Изменяющийся с биением сердца человека объем крови в пальце вызывает появление импульсов на выходе фотодиода, однако величина их слишком мала для непосредственной подачи на микроконтроллер с целью обработки. Для решения этой задачи применена схема усиления и фильтрации сигнала на операционном усилителе. Вывод измеренного значения пульса осуществляется на 3-х разрядный семисегментный индикатор. Примененный микроконтроллер PIC16F628A (рис.2.2) производства компании Microchip. Принципиальная схема Схема нормализации сигнала состоит из двух идентичных активных фильтров нижних частот с частотой среза около 2.5 Гц. Это означает, что максимальное измеряемое значение пульса составляет 150 ударов в минуту. Операционный усилитель, используемый в схеме TLC272 – сдвоенный операционный усилитель, работающий от однополярного источника напряжения. Выходной сигнал имеет размах, равный напряжению питания. Фильтрация сигнала необходима для блокирования высокочастотного шума.

Коэффициент усиления каждой ступени равен 101, а итоговое усиление 10000. Входной конденсатор каждой ступени необходим для блокирования постоянной составляющей сигнала. Выражения для расчета коэффициента усиления и частоты среза фильтра приведены на рисунке. Такая схема обладает достаточными возможностями для повышения уровня сигнала с фотодиода, его фильтрации и

преобразования в импульсы для дальнейшего подсчета микроконтроллером. Светодиод Led на выходе фильтра мигает каждый раз, как определяется удар сердца. Управление, подсчет импульсов и вычисления, вывод измеренного значения на индикатор выполняет микроконтроллер. Примененный индикатор – 3-хразрядный семисегментный, с общим анодом. Выводы сегментов a-g индикатора подключены к порту В микроконтроллера (RB0 – RB6, соответственно).

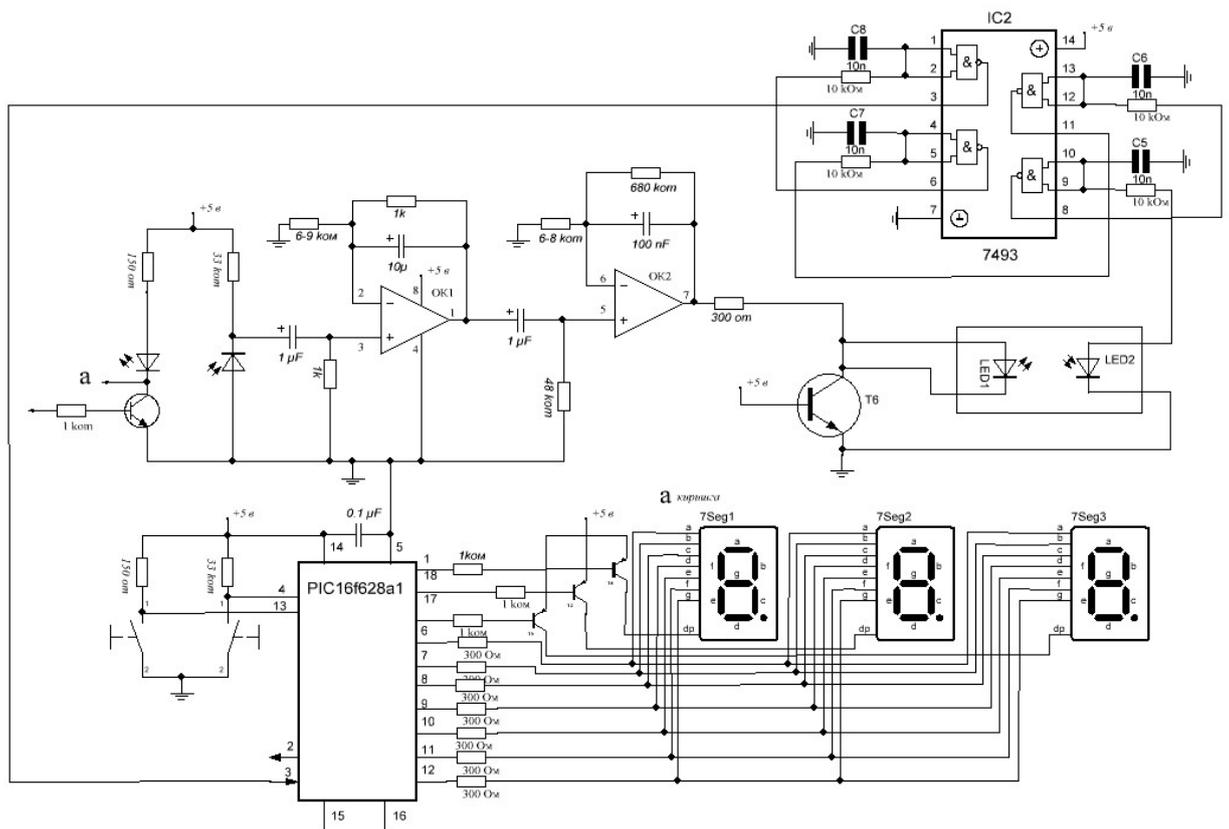


Рисунок 2.1. Принципиальная схема устройства

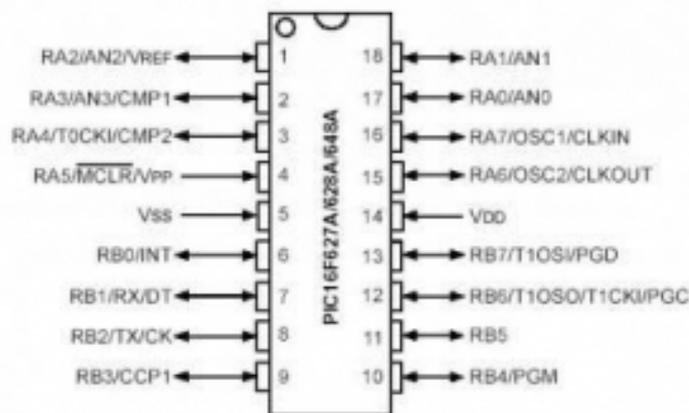


Рисунок 2.2. Расположение и назначение выводов микроконтроллера PIC16F628A

Управление разрядами осуществляется посредством транзисторов BC557, подключенных к линиям ввода/вывода RA0-RA2 (сотни, десятки, единицы). Микроконтроллер работает на тактовой частоте 4 МГц, в качестве источника тактовой частоты применен кварцевый резонатор. Кнопка «Start» подключена к порту RB7 (вывод 13 микроконтроллера).

По нажатию этой кнопки начинается измерение пульса, микроконтроллер активизирует передачу ИК импульсов на время 15 секунд. ИК светодиод, через управляющий транзистор BC547, подключен к порту RA3 (вывод 2 микроконтроллера). В течении этого времени осуществляется подсчет импульсов приходящих на вход ТОСК1 таймера, встроенного в микроконтроллер (Timer0). Полученное количество импульсов умножается на 4, чтобы получить количество ударов сердца в минуту.

Величина пульса по окончании измерения отображается на индикаторе. Для сброса результатов необходимо нажать на кнопку «Clear».

2.2.2 КОНСТРУКЦИЯ ПРИБОРА И ИСПОЛЬЗОВАНИЕ, НАСТРОЙКА ИК СЕНСОРА.

Прибор очень прост в использовании. Внешний вид представлен на рисунке 2.3. При включении питания на дисплее появится значение «000». Необходимо подождать несколько секунд, пока показания не исчезнут. Теперь необходимо поместить указательный палец на ИК сенсор и нажать кнопку «Start». Во время измерения нужно держать палец неподвижно до тех пор, пока на дисплее не появится измеренное значение пульса. Вы заметите, что светодиод будет мигать при ударе сердца (т.е. при определении удара сердца сенсором), и по истечению 15 секунд на дисплее отобразится значение пульса.

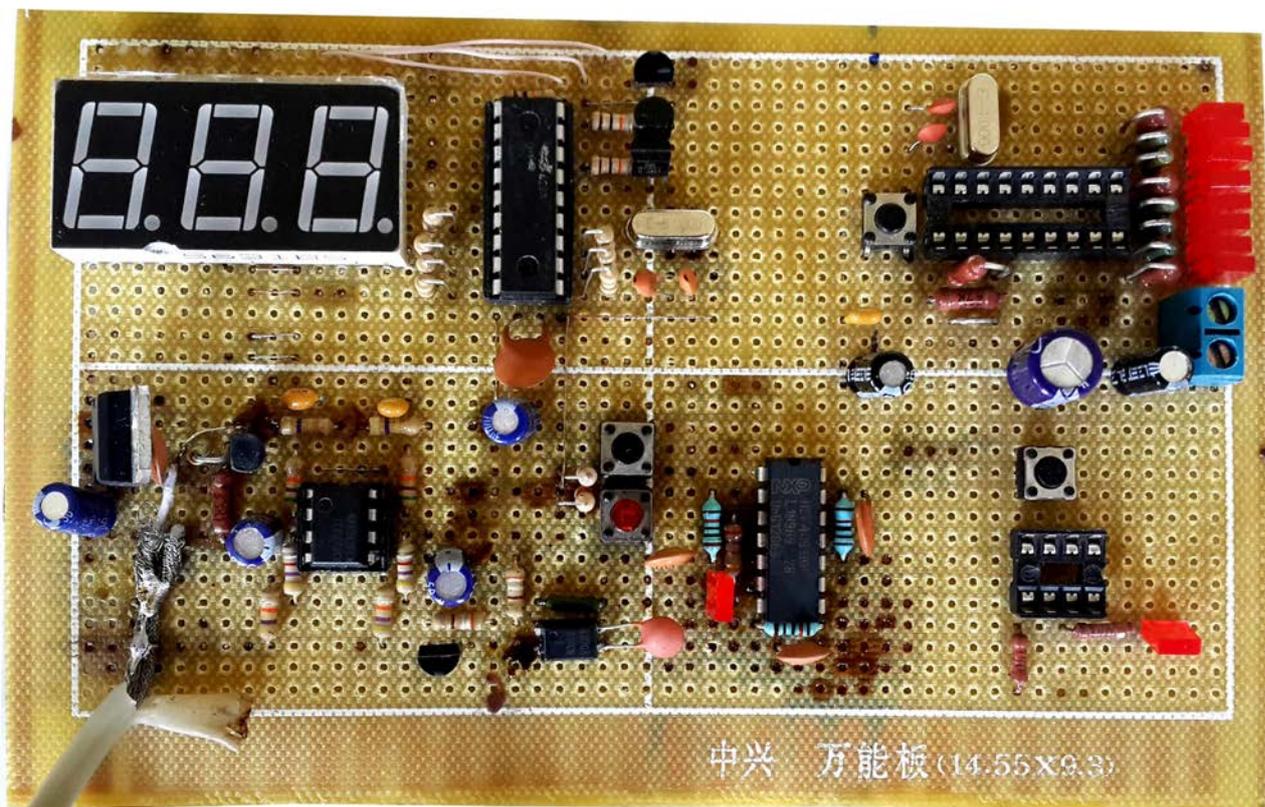


Рисунок 2.3. Внешний вид готового прибора

2.2.3 ДЕМОНСТРАЦИЯ РАБОТЫ

Следует обратить внимание на аналоговую схему формирования и согласования сигнала с ИК датчика, т.к. эта часть схемы является самой сложной в проекте. Как было замечено в начале статьи, мы используем два идентичных активных фильтра нижних частот на базе операционных усилителей, чтобы одновременно усилить полученный от фотодиода сигнал.

Интенсивность не должна быть слишком высокой, т.к. затрудняется определение отраженного сигнала. Значение этого резистора подбирается для различных ИК светодиодов в соответствии со спецификацией.

III. ЭКОНОМИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Экономическая часть

1. Технико-экономическое обоснование проекта.
2. Определить объём инвестиций.
 - Стоимость основных фондов
 - Объём инвестиций на покупку материально-производственных запасов
 - Объём инвестиций на покупку малоценного инвентаря и контрольно-измерительных приборов
 - Расчёт заработной платы производственных рабочих
3. Определить экономическую эффективность, годовой доход
4. Определить срок окупаемости инвестиций
 - а) Технико-экономическое обоснование проекта
 - Цель, сущность и задачи проекта и его актуальность
 - Экономическая эффективность проекта
 - б) Определить объём инвестиций.

Таблица 1

Стоимость основных фондов

№	Наименование основных фондов	Количество	Стоимость одного основного фонда, сум	Всего с основне
1	Компьютор	1	1 300 000,00	1 300
	Цифровая паяльная станция АТТЕН АТ80D	1	450 000,00	450
	Цифровая паяльная станция АТТЕН АТ80D	1	450 000,00	450
	Мультиметр	1	70000,00	700
	Паяльный инвентарь	1	20 000,00	200
	Итого			2 290
	Затраты на текущий ремонт и техническое обслуживание	12 % от стоимости ОФ		274
	Амортизационные отчисления составляет	20 % от стоимости ОФ		458

Таблица 2

Объем инвестиций на покупку инвентаря и контрольно-измерительных приборов

№	Наименование	Количество	Цена за единицы, сум	НДС 20%, сум	Стоимость с учетом НДС, сум	Общая стоимос учетом И сум
---	--------------	------------	----------------------	--------------	-----------------------------	----------------------------------

1	Резисторы	30	50,00	10,00	60,00	1 800,00
2	Конденсаторы	15	50,00	10,00	60,00	900,00
3	Оптапара	1	1 500,00	300,00	1 800,00	1 800,00
4	Светодиод	1	300,00	60,00	360,00	360,00
5	Микросхема ТТЛ логики	1	1 500,00	300,00	1 800,00	1 800,00
6	Микроконтроллер	1	15 000,00	3 000,00	18 000,00	18 000,00
7	Операционный усилитель	1	2 700,00	540,00	3 240,00	3 240,00
8	Транзисторы	10	150,00	30,00	180,00	1 800,00
9	Кварцевые генераторы	2	600,00	120,00	720,00	1 440,00
10	Плата	1	8 000,00	1 600,00	9 600,00	9 600,00
11	Датчик	1	15 000,00	3 000,00	18 000,00	18 000,00
12	Кнопки	2	150,00	30,00	180,00	360,00
13	Индикатор	1	3 000,00	600,00	3 600,00	3 600,00
	Посадочное место для микросхем	2	1 000,00	200,00	1 200,00	2 400,00
	Провод МГТФ 1м	5	500,00	100,00	600,00	3 000,00
	Батарея	1	8 000,00	1 600,00	9 600,00	9 600,00
	Итого					77 700,00

Таблица 3

Расчет заработной платы производственных рабочих

№	Должность	Количество	Рабочие дни в году	Среднеоднрденная з/п	Месячная ЗП
1	Начальник цеха	1	22	54 545	654 540
2	Главный инженер	1	22	36 363	436 356
3	Итого			90 908	1 090 896
4	Основная заработная плата	сумма оплаты труда всех рабочих и премии в размере 40%			436 358,40
5	Дополнительной заработной платы производственных рабочих	10 % от основного з/п			43 635,84
6	Фонд оплаты труда	сумма основной и дополнительной з/п			1 570 890,24
7	Затраты на социальное страхование	25 % от ФОТ			392 722,56
8	Транспортные расходы	20 % от Зосн			87 271,68

Таблица 4

Смета затрат на проведение разработки программного обеспечения

№	Наименование статей затрат	Сумма
1.	<i>Электроэнергия (W)</i>	
1.1.	Установленная мощность (N), кВт	0,6
1.2.	Время работы (T), час	128

1.3.	Стоимость электроэнергии за 1 кВт (S), сум	155
	<i>Всего расход на электроэнергию</i>	11904
2.	<i>Действительный годовой фонд времени (Тпк)</i>	
2.1.	Количество месяцев в году (Nм), месяц	12
2.2.	Количество рабочих дней в месяце (Nд), день	22
2.3.	Средняя продолжительность рабочего дня (Nч), час	8
	<i>Действительный годовой фонд времени (Тпк), часов/год</i>	2112
3.	Расходы периода	15000
4.	<i>Стоимость машино-часов</i>	342
4.1.	Затраты на амортизацию - годовые издержки на амортизацию (За), сум в год	442000
4.2.	Годовые издержки на вспомогательные материалы (Звм), сум в год	15000
4.3.	Затраты на текущий ремонт компьютера (Зт), сум в год	265200
	<i>Цена машино-час (С), сум/год</i>	342
5.	<i>Стоимость машинного времени (Звм)</i>	
5.1.	Цена машино-часов (С), рассчитывается;	342
5.2.	Затраты времени на программирование в часах (tn)	
5.3.	Затраты времени на отладку программы в	

	часах (totл)	
	<i>Стоимость машинного времени</i>	0
5	Фонд оплаты труда	1 570 890,24
6	Социальное страхование	392 722,56
7	Амортизация	458 000,00
	Затрат на проведение разработки продукта	2 448 516,80

Таблица 5

Расчет экономической эффективности

№	Наименование показателей	Единица измерения	Сумма
1	Себестоимость продукта, С	сум	2 448 516,80
2	Объем производства, Q	мБт	15000
3	Расчет затраты по ВКР	сум/мБт	163,23
4	Реальная затрата на производство продукции	сум/мБт	212,20

5	Экономическая эффективность, Э	сум	48,97
6	Экономическая эффективность, Э	%	23,07692308

Таблица 6

Расчет инвестиции

№	Наименование показателей	Единица измерения	Сумма
1	Офонд	сум	2 290 000,00
2	Мин	сум	77 700,00
3	Инвестиции	сум	2367700

Таблица 7

Расчет рентабельности выполненных работ

№	Наименование показателей	Единица измерения	Сумма	Примечани
1	Затраты на производство	сум	2 448 517	В год
2	Инвестиции	сум	2 367 700	Всего
	Цена продукции	сум	2 938 220	
3	Прибыль от производства	сум	489 703	В год
4	Срок окупаемости	месяц	5	
5	Рентабельность	%	20,7	

IV. БЕЗОПАСНОСТЬ ЖИЗНЕДЕЯТЕЛЬНОСТИ

4.1 Производственная санитария

Данная выпускная работа «Разработка прибора для измерения частоты биения сердца на микроконтроллере PIC» требует разработку печатной платы. Это предполагает работу с опасными химическими веществами, такими как хлорное железо, жидкие флюсы для пайки, растворители и оловянно-свинцовые припои.

В соответствии с СанПин №0049-96 «Гигиеническая классификация условий труда по показателям вредности и опасности производственной среды, тяжести и напряженности трудового процесса» данные вещества являются токсичными и вследствие этого необходимо применить ряд мер по технике безопасности.

При применении травления печатной платы травильное отделение необходимо располагать в отдельном помещении. Работать с хлорным железом необходимо в резиновых перчатках и кислотостойкой одежде. Лицо необходимо защищать от брызг защитными очками или экраном из целлулоида или органического стекла. При попадании брызг хлорного железа на кожу пораженное место необходимо немедленно промыть водой. Температура раствора в технической ванне не должна быть выше 40°C, так как при повышении температуры усиливается испарение, и воздух в лабораторном помещении сильно загрязняется.

При применении растворителей для очистки заготовок также необходимо соблюдать правила техники безопасности. Печатную плату, обезжиренную углеводородами, следует перед пайкой полностью просушить, так как продукты их разложения могут быть токсичными.

При сборке под пайку инструмент необходимо применять только по назначению. При пайке с флюсами при нанесении их на соединяемые места нужно пользоваться кистью или фарфоровой лопаточкой.

При пайке оловянно-свинцовыми припоями контакт с ними, а также с паяными деталями приводит к загрязнению свинцом кожи рук и одежды работающих. Концентрация свинца в воздухе на рабочих местах паяльщика не должна превышать 0,1 мг/м³, что соответствует СанПин №0046-95 «Предельно допустимые концентрации (ПДК) вредных веществ в воздухе рабочей зоны» при должной вентиляции помещения.

Температура в лабораторном помещении должна быть в пределах от +17 до +22 °С. Рассмотрим негативное влияние электромагнитных полей радиочастот на организм человека и приведем соответствующие меры защиты.

4.2 Источники ЭМП

Источниками электромагнитного поля (ЭМП) данного типа являются: приборы, используемые в промышленности для индукционного нагрева металлов и полупроводников (в таких технологических процессах, как закалка и отпуск деталей, накатка твердых сплавов на режущий инструмент, плавка металлов и полупроводников, очистка полупроводников, выращивание полупроводниковых кристаллов и пленок), приборы, применяемые для диэлектрического нагрева, сварки синтетических материалов и прессовки синтетических порошков, а также некоторые измерительные приборы. Свойства электромагнитных волн распространяться в пространстве и отражаться от границы раздела сред широко используют в таких областях, как радиосвязь, телевидение, радиолокация,

дефектоскопия и других, поэтому телевизионные и радиолокационные станции, антенны радиосвязи являются также мощными источниками ЭМП диапазона радиочастот. Различают технологические и паразитные источники ЭМП. К последним относятся: выносные согласующие трансформаторы, выносные батареи конденсаторов, фидерные линии, щели в обшивке установок и т.д.

Знание длин волн ЭМП, формируемых источником, дает возможность выбора приборов контроля излучения. Для низкочастотных источников ЭМП (НЧ, ВЧ, УВЧ-диапазоны) необходимо использовать приборы, измеряющие электрическую и магнитную составляющие ЭМП; для СВЧ - диапазона - приборы, позволяющие измерять плотность потока энергии ЭМП.

Биологическое действие ЭМП радиочастот характеризуется тепловым

действием и нетепловым эффектом. Под тепловым действием подразумевается интегральное повышение температуры тела или отдельных его частей при общем или локальном облучении. Нетепловой эффект связан с переходом электромагнитной энергии в объекте в нетепловую форму энергии (молекулярное резонансное истощение, фотохимическая реакция и др.). Чем меньше энергия электромагнитного излучения, тем выше тепловой эффект, который он производит. По своим биофизическим свойствам ткани организма неоднородны, поэтому может возникнуть неравномерный нагрев на границе раздела с высоким и низким содержанием воды, что определяет высокий и низкий коэффициент поглощения энергии. Это может привести к образованию стоячих волн и локальному перегреву ткани, особенно с плохой терморегуляцией (например, хрусталик, желчный пузырь, кишечник).

Влияние ЭМП на организм зависит от таких физических параметров, как длина волны, интенсивность излучения, режим

облучения - непрерывный и прерывистый, а также от продолжительности воздействия на организм, комбинированного действия с другими производственными факторами (повышенная температура воздуха, наличие рентгеновского излучения, шума и др.), которые способны изменять сопротивляемость организма на действие ЭМП. Наиболее биологически активен диапазон СВЧ, менее активен УВЧ и затем диапазон ВЧ. Повышенная температура (свыше 28°C) и наличие мягкого рентгеновского излучения вызывают некоторое усиление действия ЭМП.

Нормирование воздействия электромагнитного излучения радиочастот (ЭМИ РЧ). Оценка воздействия ЭМИ РЧ на человека согласно СанПиН 2.2.4/2.1.8.055-96 осуществляется по следующим параметрам:

1. По энергетической экспозиции, которая определяется интенсивностью ЭМИ РЧ и временем его воздействия на человека;
2. По значениям интенсивности ЭМИ РЧ.

Предельно допустимые уровни ЭМИ РЧ определяют, исходя из предположения, что воздействие имеет место в течение всего рабочего дня (рабочей смены). Сокращение продолжительности воздействия должно быть подтверждено технологическими распорядительными документами и (или) результатами хронометража.

4.3 Защитные меры.

Для обеспечения безопасности работ с источниками электромагнитных волн производится систематический контроль фактических нормируемых параметров на рабочих местах и в местах возможного нахождения персонала. Контроль осуществляется

измерением напряженности электрического и магнитного поля, а также измерением плотности потока энергии.

Защита персонала от воздействия радиоволн применяется при всех видах работ, если условия работы не удовлетворяют требованиям норм. Эта защита осуществляется следующими способами и средствами: согласованных нагрузок и поглотителей мощности, снижающих напряженность и плотность поля потока энергии электромагнитных волн; экранированием рабочего места и источника излучения; рациональным размещением оборудования в рабочем помещении; подбором рациональных режимов работы оборудования и режима труда персонала; применением средств предупредительной защиты.

Наиболее эффективно использование согласованных нагрузок и поглотителей мощности при изготовлении, настройке и проверке отдельных блоков и комплексов аппаратуры. Также эффективным средством защиты от воздействия электромагнитных излучений является экранирование источников излучения и рабочего места с помощью экранов, поглощающих или отражающих электромагнитную энергию. Выбор конструкции экранов зависит от характера технологического процесса, мощности источника, диапазона волн. Отражающие экраны используют в основном для защиты от паразитных излучений (утечки из цепей в линиях передачи, из катодных выводов магнетронов и др.), а также в тех случаях, когда электромагнитная энергия не является помехой для работы генераторной установки или радиолокационной станции. В остальных случаях, как правило, применяются поглощающие экраны.

Для изготовления отражающих экранов используются материалы с высокой электропроводностью, например металлы (в виде сплошных стенок) или хлопчатобумажные ткани с металлической основой. Сплошные металлические экраны наиболее эффективны и уже при

толщине 0,01 мм обеспечивают ослабление электромагнитного поля примерно на 50 дБ.

Для изготовления поглощающих экранов применяются материалы с плохой электропроводностью. Поглощающие экраны изготавливаются в виде прессованных листов резины специального состава с коническими сплошными или полыми шипами, а также в виде пластин из пористой резины, наполненной карбонильным железом, с впрессованной металлической сеткой. Эти материалы приклеиваются на каркас или на поверхность излучающего оборудования.

Важное профилактическое мероприятие по защите от электромагнитного облучения - это выполнение требований для размещения оборудования и для создания помещений, в которых находятся источники электромагнитного излучения. Защита персонала от переоблучения может быть достигнута за счет размещения генераторов ВЧ, УВЧ и СВЧ, а также радиопередатчиков в специально предназначенных помещениях.

Экраны источников излучения и рабочих мест блокируются с отключающими устройствами, что позволяет исключить работу излучающего оборудования при открытом экране.

4.4 Электробезопасность

Защитное заземление служит исключительно для защиты людей от поражения электрическим током. Необходимость выполнения защитного заземления часто приводит к увеличению **уровня помех** в системах автоматизации. Защитное заземление можно не применять только для оборудования с напряжением питания до 42 В переменного или 110 В постоянного тока, за исключением **взрывоопасных зон**.

Правила заземления для уменьшения помехи от сети 50 Гц в системах автоматизации зависят от того, используется ли сеть с глухозаземлённой или с изолированной нейтралью. **Заземление нейтрали** трансформатора на подстанции выполняется с целью ограничения напряжения, которое может появиться на проводах сети 220/380 В относительно Земли при прямом ударе молнии или в результате случайного соприкосновения с линиями более высокого напряжения, или в результате пробоя изоляции токоведущих частей распределительной сети. Электрические сети с **изолированной нейтралью** используются для избежания перерывов питания потребителя при единственном повреждении изоляции, поскольку при пробое изоляции на землю в сетях с **глухозаземлённой нейтралью** срабатывает защита и питание.

При замыкании на корпус, когда корпус электроустановки оказался под напряжением, прикоснувшийся к нему человек попадает под напряжение прикосновения (V_{np}), которое определяется выражением:

$$V_{np} = V_3 - V_X, \quad (4.1)$$

где V_3 – полное напряжение на корпусе электроустановки. В;

V_X – потенциал поверхности земли или пола, В.

Таким образом, напряжением прикосновения называется напряжение между двумя точками цепи тока, которых одновременно может коснуться человек.

Рассмотрим действие защитного заземления на примере трехфазной сети с изолированной нейтралью.

Если человек прикоснется к заземленной электроустановке, находящейся под напряжением, то он попадет под напряжение прикосновения, определяемое по формуле:

$$V_{np} = \alpha_{np} I_3 R_3, \quad (4.2)$$

где α_{np} – коэффициент напряжения прикосновения или просто коэффициент

прикосновения ($\alpha_{np} < 1$ и зависит от вида заземлителя);

I_3 – ток замыкания. А;

R_3 – сопротивление защитного заземления, Ом.

Ток, проходящий через тело человека, попавшего под напряжение прикосновения ($I_{чел}^A, A$), составит:

$$I_{чел}^A = \frac{V_{np}}{R_{чел} + R_c}, (4.3)$$

где R_c – сопротивление растеканию тока в земле, зависящее от удельного сопротивления земли и сопротивления подошвы обуви человека. Ом.

Для условий высокой влажности ($R_c \rightarrow 0$), предыдущую формулу можно упростить:

$$I_{чел}^A \approx \frac{V_{np}}{R_{чел}}. (4.4)$$

Если $I_3 = 4,2$ А, $R_3 = 2$ Ом и $\alpha_{np} = 0,39$ (контурный заземлитель):

$$I_{чел}^A \approx \frac{0,39 \cdot 4,2 \cdot 2}{1000} = \frac{3,276B}{1000Om} = 0,003276A = 3,276mA.$$

Данный ток безопасен для человека, так как не превышает значения неотпускающего тока (10 мА). Следовательно, принцип действия защитного заземления заключается в снижении до безопасных

значений напряжений прикосновения (и напряжения шага), вызванных замыканием на корпус.

4.5 Пожарная безопасность

По огнестойкости здание относится ко II степени, в которой все конструкции выполнены из негорючих материалов с пределами огнестойкости от 0,25 до 4 часов.

Основная задача системы пожаротушения - вовремя остановить возгорание. Возникновение пожаров в зданиях и сооружениях, особенности распространения огня в них зависят от того, из каких материалов они выполнены, каковы размеры зданий и их расположение.

Причины пожаров и взрывов могут быть электрического и неэлектрического характера.

К пожару и возгоранию при эксплуатации электронных устройств могут привести:

- короткое замыкание - токи коротких замыканий достигают очень больших величин, а сопровождающие их тепловое и динамическое воздействия могут вызвать разрушение электропроводки, воспламенение изоляции;

- перегрузки проводников токами, превышающими допустимые по нормам значения;

- большие переходные сопротивления в местах соединений, ответвлений и оконцеваний проводов, что приводит к перегреву;

- замыкание проводников непосредственно в блоке системы охранно-пожарной сигнализации, что может быть вызвано межвитковым замыканием в обмотках трансформатора питания, механическом повреждении проводников, попадания внутрь корпуса

электропроводящей жидкости, которая может также привести к замыканию в трансформаторе;

- искрение в электрических аппаратах, машинах, электрические разряды и

 - удары молнии;

- электрическая дуга, возникающая в результате ошибочных операций с коммутационной аппаратурой при переключениях в электроустановках или во время дуговой электрической сварки, которая может вызвать воспламенение расположенных вблизи горючих материалов.

Противопожарное оборудование и первичные средства пожаротушения содержатся в исправном состоянии и к ним в любое время суток обеспечен беспрепятственный доступ. В системе пожарной защиты применяются автоматические и полуавтоматические средства извещения о пожаре.

Вода не может быть использована для тушения легковоспламеняющихся жидкостей (бензин, бензол, керосин и т.п.), а также электроустановок, находящихся под напряжением, без специальных мер защиты людей от поражения электрическим током через струю воды. В качестве средств местного пожаротушения применяются химические пенные огнетушители, но они не пригодны для тушения электроустановок, находящихся под напряжением, так как пена обладает свойством электропроводности. Эффективным химическим средством тушения огня является углекислота. При быстром испарении углекислоты образуется снегообразная масса, которая, будучи направлена в зону пожара, снижает концентрацию кислорода и охлаждает горящее вещество. Ручные углекислотные огнетушители типов ОУ-2, ОУ-5 и ОУ-8 конструктивно отличаются ёмкостью баллона - соответственно 2, 5 и 8 л. Эти огнетушители предназначены для тушения небольших очагов пожара в закрытых

помещениях и в электроустановках, находящихся под напряжением, вследствие низкой электропроводности углекислоты. Все огнетушители подвергаются периодической проверке и при необходимости - перезарядке.

При организации пожарной охраны объектов применяются средства пожарной сигнализации и средства оповещения о пожаре. Предусмотрены пути эвакуации работающих на случай возникновения пожара.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе изложения данной выпускной квалификационной работы были подробно рассмотрены вопросы посвящённые принципам функционирования систем датчиков, а также принципам разработки и внедрения их в устройства для измерения пульса. Была дана классификация, которая в наиболее понятном виде характеризует свойства чувствительных элементов и систем, предназначенных для регистрации внешних воздействий, то есть датчиков, которые на нынешнем этапе бурного развития технологических, информационных и телекоммуникационных сфер нашли своё повсеместное применение. На преддипломной практике я повысил свои навыки в пользовании электрических измерительных приборов. Они использовались для диагностики, совершенствования и запуска дипломного проекта. Так же был совершен сбор соответствующего материала и произведен литературный обзор.

Изучение работы датчиков позволило построить измерительный прибор для регистрации работы сердца. Данный прибор может найти применение в устройствах телеметрии в медицине, для слежения за пульсом пациентов, страдающих от проблем в работе сердца.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Орнатский П. П. **Автоматические измерительные приборы аналоговые и цифровые** — К., 1965
2. М. Ф. Юдин и др. **Основные термины в области метрологии. Словарь-справочник** — М.: Изд. стандартов, 1989
3. Методы и средства измерений, испытаний и контроля: Учебное пособие — 2-е изд. перераб. и доп.
4. РМГ 29-99 ГСИ. Метрология. Основные термины и определения
5. ГОСТ 22261-82 (СТ СЭВ 3206-81) «Средства измерений электрических и магнитных величин. Общие технические условия».
6. Материалы сайта <http://www.rlocman.ru/>
7. Аш. Ж. и др. - Датчики измерительных систем.
8. Журнал «Компоненты и технологии» №1 2005г., статья Александра Криворученко «Бесконтактные датчики положения. Проблемы выбора и практика применения» 2005г.
9. Виглеб Г. Датчики. – М.: Мир.
10. Како Н., Яманэ Я. Датчики и микро-ЭВМ.
11. Каттралл Роберт В. Химические сенсоры. – М.: Научный мир, 2000.
12. Граттан К.Т.В. Волоконно-оптические датчики и измерительные системы // *Датчики и системы*, 2001, № 3, С. 46-50.
13. Алейников А.Ф., Цапенко М.П. О классификации датчиков // *Датчики и системы*, 2000, № 5, С. 2-3.
14. Егоров А.А., Егоров М.А., Чехлова Т.К., Тимакин А.Г. Новый тип химических сенсоров – интегрально- оптические датчики // *Экология и промышленность*. № 4 (апрель). С. 16-17.
15. Карубе И., Тёрнер Э., Уилсон Дж. Биосенсоры. М.: Мир.

16. Прогноз развития датчиков. Отчет исследования ожидаемого развития датчиков до 2015 г. / Дания. Центр сенсорной технологии // *Датчики и системы*. 2003. № 11. С. 59-62.
17. Сопряжение датчиков и устройств ввода данных с компьютерами IBM PC: Пер. с англ. / Под ред. У. Томкинса, Дж. Уэбстера. М. 592 с.
18. Л. Зурех. Датчики. СПб.: Логос-пресс, 2001
19. Информационно-измерительная техника и технологии. Учебник для вузов / В.И. Калашников, С.В. Нефёдов, А.Б. Путилин и др.; под редакцией Г.Г. Раннева. – М.: В.Ш., 2003; 362 с.: ил.
20. Интеллектуальные средства измерения под редакцией Г.Г.Раннева, МГОУ, 2003.
21. Журнал «Современная электроника» № 6 2006г.
22. Сайт www.sensor-com.ru
23. Сайт www.datchikisensor.ru
24. Сайт ru.wikipedia.org

ЛИТЕРАТУРА

1. Рауле JP, Severinghaus JW eds. Pulse oximetry. Berlin: Springer-Verlag, 1986.
2. Tremper KK, Barker SJ eds. Advances in Oxygen Monitoring. International Anesthesiology Clinics Vol 25, No. 3. Boston: Little, Brown and Company, 1987.
3. ОКСИМЕТРИЯ
4. Tremper KK, Barker SJ. Pulse oximetry. Anesthesiology 1989; 70:98-108.

5. Wukitsch MW, Petterson MT, Tobler DR, et al. Pulse oximetry: Analysis of theory, technology, and practice. *J Clin Monit* 1988; 4:290-301.
6. Chaudhary BA, Burki NK. Ear oximetry in clinical practice. *Am Rev Respir Dis* 1978; 17:173-175.
7. Sendak MJ, Harris AP, Donham RT. Accuracy of pulse oximetry during arterial oxy-hemoglobin desaturation in dogs. *Anesthesiology* 1988; 68:111-114.
8. ЧРЕСКОЖНОЕ ИЗМЕРЕНИЕ pO_2 ,
9. Tremper KK, Barker SJ. Transcutaneous oxygen measurement: Experimental studies and adult applications. *Anesthesiol Clin* 1987; 25:67-96.
10. Tremper KK, Waxman K, Bowman R, Shoemaker WC. Continuous transcutaneous oxygen monitoring during respiratory failure, cardiac decompensation, cardiac arrest, and CPR. *Crit Care Med* 1980; 8:377-381.
11. Moosa NH, Marakaroun MS, Peitzman AB, et al. $TcPo_2$ values in limb ischemia: Effects of blood flow and arterial oxygen tension. *J Surg Res* 1986; 40:482-487.
12. КОНЪЮНКТИВАЛЬНОЕ pO_2
13. Chapman KR, Liu FLW, Watson RM, Rebuck AS. Conjunctival oxygen tension and its relationship to arterial oxygen tension. *J Clin Monit* 1986; 2:100-104.
14. ЧРЕСКОЖНОЕ ИЗМЕРЕНИЕ pCO_2
15. Greenspan GH, Block AJ, Haldeman LW, Lindsey S, Martin CS. Transcutaneous noninvasive monitoring of carbon dioxide tension. *Chest* 1981; S0:422-446.
16. Tremper KK, Mentelos RA, Shoemaker WC. Effect of hypercarbia and shock on transcutaneous carbon dioxide at different electrode temperatures. *Crit Care Med* 1980; 3:608-612.
17. СОДЕРЖАНИЕ CO_2 В ВЫДЫХАЕМОМ ВОЗДУХЕ

18. Snyder JV, Elliot L, Grenvik A, Capnography. Clin Crit Care Med 1982; 4:100-121.
19. Carlon GC, Ray C, Miodownik S, et al. Capnography in mechanically ventilated patients. Crit Care Med 1988; 26:550-556.
20. Murray IP, Model JH. Early detection of endotracheal tube accidents by monitoring carbon dioxide concentration in respiratory gases. Anesthesiology 1983; 59:344-346.
21. Healey CJ, Fedullo AJ, Swinburne AJ, Wahl GW. Comparison of noninvasive measurements of carbon dioxide tension during withdrawal from mechanical ventilation. Crit Care Med 1987; 35:764-767.