

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 5521500 «Приборостроение»

Абдалимов Шерали Хусан ўғли

**Тема** «Исследование биотелеметрической системы контроля  
состояния пациентов»

Заведующий кафедры: доц. С.А. Васильева

Руководитель доц. К.Н. Закиров

Ташкент - 2014

## Аннотация

Квалификационная выпускная работа состоит из введения, обзорной и основной частей.

Во введении представляются сведения о значении современной медико-биологической практики на основе применения различных биотелеметрических систем, показана эффективность направления и обосновывается актуальность темы выпускной работы.

В обзорной части приводятся данные о биотелеметрических системах контроля состояния пациентов, использующих в качестве передающей информации электроэнцефалограммы и электрокардиограммы.

В основной части рассматривается биотелеметрическая система контроля состояния пациентов на четырех постах наблюдения за снимаемыми параметрами электроэнцефалограммы и электрокардиограммы. Подробно представлены средства и методы регистрации электрических потенциалов. Подробно изучен метод разделения каналов и вид модуляции биотелеметрической информации

В результате выполненной работы исследовано применение современных методов цифровой обработки получаемых биотелеметрических сигналов, применяемых в компьютерных диагностических системах.

## Содержание

Введение. . . . .	
1. Обзор современного состояния и развития биотелеметрических систем контроля за пациентами . . . . .	
1.1. Области применения биотелеметрических систем. . . . .	
1.2. Передающие аппараты. . . . .	
1.3. Электроды при биотелеметрических исследованиях. . . . .	
1.4. Эндорадиозонд в биотелеметрических системах контроля за состоянием пищеварительного тракта. . . . .	
2. Основная часть. Исследование биотелеметрической системы контроля состояния пациентов. . . . .	
2.1. Метод измерения и регистрации энцефалограмм. . . . .	
2.2. Метод измерения и регистрации электрокардиограмм. . . . .	
2.3. Структурная схема и алгоритм функционирования системы периодической передачи биотелеметрической информации. . . . .	
2.4. Функциональная схема биотелеметрической системы	
2.5. Изготовление БТМС	
3. Экономическая часть . . . . .	
4. Безопасность жизнедеятельности. . . . .	
Заключение. . . . .	
Список литературы. . . . .	

## Введение

Биотелеметрия – измерение на расстоянии показателей, характеризующих состояние организма либо протекающих в нем физиологических процессов с последующей передачей результатов измерений по каналам связи. Для получения нужной физиологической информации на исследуемом человеке устанавливают соответствующие датчики, преобразующие измеряемые величины в электрические сигналы, которые посредством передатчика в закодированном виде передаются на пункт наблюдения. Принятые с помощью приемника сигналы усиливаются, декодируются и преобразуются (при необходимости) в сигналы другого вида, удобные для регистрации и (или) обработки на ЭВМ [1].

Применение телеметрии дает возможность проводить исследование на очень больших расстояниях (например, при космических полетах) или во время движения изучаемого объекта (например, во время спортивных соревнований или трудовой деятельности). При биотелеметрии возможна передача сигналов и о процессах, происходящих во внутренних органах, для чего один или несколько сверхминиатюрных радиопередатчиков (радиокапсул) вводят в полости тела (например, в желудок или кишки) или вживляют в ткани организма.

Современную медицину невозможно представить без применения различного рода биотелеметрических систем. Биотелеметрическая система – комплекс средств для дистанционного измерения различных показателей исследуемого организма.

Телеметрия может применяться чуть ли не во всех приборах медицинской техники. Первым в истории медицины в 1906 г. осуществил телеметрию "отец электрокардиографии", голландский физиолог Эйнтховен. Эйнтховену пришла в голову остроумная мысль: соединить больного с электрокардиографом телефонным кабелем.

Новый толчок развитию телеметрии дали космические исследования в начале 50-х годов. К сожалению, достижения науки и техники в этой области частично не публиковались, и тем не менее в 60-е годы телеметрия стала распространяться в различных отраслях промышленности. Приведем характерные цифры\* в США на промышленную телеметрию не для военных целей в 1962 г. было ассигновано 55 млн. долл., а в 1963 г.— 65 млн. долл.

Медики с большим интересом следили за развитием телеметрии, можно сказать с момента ее появления, поэтому биотелеметрия обрела право на жизнь лишь немногим позже распространения этого метода в промышленности. Более того, она развивалась параллельно с внедрением телеметрии в космические исследования, ведь на космических кораблях с человеком на борту телеметрические системы были необходимой частью аппаратуры и важным условием безопасности пилота. Промышленные и биологические телеметрические системы отличаются только мощностью (числом каналов), полосой приема, дальностью действия и условиями применения.

Биотелеметрические системы вначале разрабатывались и строились специалистами по технике совместно с врачами. В продажу такие системы не поступали. В наши дни в продаже есть много типов аппаратов, хотя особенно в медицинских исследованиях и поныне привычны телеметрические приборы "домашнего изготовления". Одна из причин этого заключается в том, что еще до сих пор не установлены точно области их применения. Возьмем хотя бы телеэлектрокардиографию. При снятии ЭКГ врачи привыкли к обычному методу исследований, в ходе которого пациент лежит, расслабив мышцы. При телеэлектрокардиографическом исследовании пациент двигается, бежит, напрягает мышцы. Не принимая во внимание помехи, возникающие при этом, можно сказать, что даже оценка результатов требует от врача совершенно новых знаний.

Другим препятствием на пути развития биотелеметрии является высокая стоимость оборудования. Совершенно очевидно, что создание

телеметрической схемы приводит к солидным дополнительным расходам. Так, например, стоимость одноканального телеэлектрокардиографа по крайней мере в 4-5 раз превышает стоимость переносного одноканального аппарата ЭКГ. Таким образом, имеет смысл подумать над тем, в каких областях медицины могут найти применение телеметрические системы, чтобы большие затраты оправдались, и где существуют проблемы, решить которые можно только с помощью биотелеметрических систем [2].

В ходе очень многих диагностических исследований возникало подозрение такого рода: поскольку сам факт исследований и его результаты не безразличны больному, то результаты измерений не объективны. Известно, например, что артериальное давление под влиянием страха, плохого настроения может существенно отклониться от нормы. Такого искажения данных можно избежать, если измерения производить телеметрическим путем. Больной с укрепленными на нем приборами лежит в палате или гуляет в парке, а врач, на приемном устройстве наблюдает за параметрами.

Во многих случаях традиционное исследование не показывает отклонений от нормы, хотя у пациента есть жалобы. Зачастую электрокардиологическое исследование больного в лежачем положении дает совершенно нормальную картину, но если произвести это исследование при физической нагрузке, то жалобы пациента могут оказаться обоснованными. Однако традиционными электрокардиографическими приборами сделать запись для двигающегося больного нельзя, хотя бы уже и потому, что пациент не может свободно двигаться, будучи "привязанным" к аппарату проводами.

Исследуемое лицо подчас должно находиться в такой среде, куда лицо, осуществляющее исследование, не может войти, например, по соображениям безопасности (во время радиоактивного облучения, рентгеновского исследования или в космическом корабле).

В ходе тренировок спортсменов врач или тренер должен точно знать состояние или спортивную форму своего подопечного. Наиболее ясную картину при этом можно получить, если наблюдать за физиологическими

изменениями, ускорениями сердцебиения, повышением артериального давления и т. д. Раньше для получения эффекта физической нагрузки спортсмена сажали на велосипедный эргометр и наблюдали за его жизненными функциями при увеличении нагрузки. Однако такой метод нагрузки оправдывался не во всех отношениях. Правильнее, если спортсмен будет выполнять характерные для него спортивные упражнения, а врач с помощью телеметрической системы будет наблюдать за воздействием этой обычной нагрузки. Таким образом, открывается возможность точно дозировать тренировочную работу и добиваться наилучшей спортивной формы именно во время важных соревнований [3].

Биотелеметрические системы могут иметь большое значение при реабилитации больных, т. е. возвращении вылеченных людей в общество. Когда речь идет о выздоровлении после тяжелой болезни (например, инфаркта), не всегда легко судить о том, может ли пациент вернуться к прежней деятельности или он должен в корне изменить свой образ жизни.

Бывают и такие случаи, когда осуществлять измерения традиционными средствами нельзя, так как место исследований недоступно для врача. Например, надо исследовать область в глубине человеческого тела, чтобы определить различные параметры пищеварительного тракта (давление, кислотность, температуру и т. д.). Здесь необходимо применять один из специальных видов биотелеметрических устройств — эндорадиозонд.

Из биотелеметрических систем наиболее часто применяют телеэлектрокардиографы. Причина этого отчасти в том, что, с одной стороны, электрокардиографические исследования пациента под нагрузкой уже имели свои традиции, с другой – введение телеметрии в электрокардиографические исследования было сравнительно несложно. Для измерения сигналов ЭКГ на расстоянии нужны были соответственно укрепляемые на теле отводящие электроды, небольшой электронный усилитель и каскад передатчика определенной мощности, питающий излучающую антенну. Конструкция приемного аппарата роли уже не играет, так как нет необходимости в его

миниатюрном исполнении, да и питание в большинстве случаев можно обеспечить от сети.

В связи с вышесказанным выпускная работа по исследованию биотелеметрической системы для дистанционного контроля физиологических параметров организма, таких как электрокардиограмма и электроэнцефалограмма является актуальной.

# 1. Обзор современного состояния и развития биотелеметрических систем контроля за пациентами

## 1.1. Области применения биотелеметрических систем

В ходе очень многих диагностических исследований возникало подозрение такого рода: поскольку сам факт исследований и его результаты не безразличны больному, то результаты измерений не объективны. Известно, например, что артериальное давление под влиянием страха, плохого настроения может существенно отклониться от нормы. Такого искажения данных можно избежать, если измерения производить телеметрическим путем. Больной с укрепленными на нем приборами лежит в палате или гуляет в парке, а врач, на приемном устройстве наблюдает за параметрами.

Во многих случаях традиционное исследование не показывает отклонений от нормы, хотя у пациента есть жалобы. Зачастую электрокардиологическое исследование больного в лежачем положении дает совершенно нормальную картину, но если произвести это исследование при физической нагрузке, то жалобы пациента могут оказаться обоснованными. Однако традиционными электрокардиографическими приборами сделать запись для двигающегося больного нельзя, хотя бы уже и потому, что пациент не может свободно двигаться, будучи "привязанным" к аппарату проводами.

Исследуемое лицо подчас должно находиться в такой среде, куда лицо, осуществляющее исследование, не может войти, например, по соображениям безопасности (во время радиоактивного облучения, рентгеновского исследования или в космическом корабле).

В ходе тренировок спортсменов врач или тренер должен точно знать состояние или спортивную форму своего подопечного. Наиболее ясную картину при этом можно получить, если наблюдать за физиологическими изменениями, ускорениями сердцебиения, повышением артериального давления и т. д. Раньше для получения эффекта физической нагрузки

спортсмена сажали на велосипедный эргометр и наблюдали за его жизненными функциями при увеличении нагрузки. Однако такой метод нагрузки оправдывался не во всех отношениях. Правильнее, если спортсмен будет выполнять характерные для него спортивные упражнения, а врач с помощью телеметрической системы будет наблюдать за воздействием этой обычной нагрузки. Таким образом, открывается возможность точно дозировать тренировочную работу и добиваться наилучшей спортивной формы именно во время важных соревнований.

Биотелеметрические системы могут иметь большое значение при реабилитации больных, т. е. возвращении вылеченных людей в общество. Когда речь идет о выздоровлении после тяжелой болезни (например, инфаркта), не всегда легко судить о том, может ли пациент вернуться к прежней деятельности или он должен в корне изменить свой образ жизни.

Бывают и такие случаи, когда осуществлять измерения традиционными средствами нельзя, так как место исследований недоступно для врача. Например, надо исследовать область в глубине человеческого тела, чтобы определить различные параметры пищеварительного тракта (давление, кислотность, температуру и т. д.). Здесь необходимо применять один из специальных видов биотелеметрических устройств — эндорадиозонд.

Из биотелеметрических систем наиболее часто применяют телеэлектрокардиографы. Причина этого отчасти в том, что, с одной стороны, электрокардиографические исследования пациента под нагрузкой уже имели свои традиции, с другой — введение телеметрии в электрокардиографические исследования было сравнительно несложно. Для измерения сигналов ЭКГ на расстоянии нужны были всего-навсего соответственно укрепляемые на теле отводящие электроды, небольшой электронный усилитель и каскад передатчика определенной мощности, питающий излучающую антенну. Конструкция приемного аппарата роли уже не играет, так как нет необходимости в его миниатюрном исполнении, да и питание в большинстве случаев можно обеспечить от сети.

## 1.2. Передающие аппараты

Задача приборов – отводить электрокардиографическое напряжение с больного, усилить его и излучать информационные сигналы через антенну. Поскольку передающий аппарат укрепляется на теле пациента, важно, чтобы он был мал и легок и чтобы его форма не мешала пациенту свободно двигаться. Размеры и масса аппарата в основном определяются размерами и массой питающей батареи. Батарея определяет и расстояние, на котором можно работать с прибором..

Вид модуляции также надо выбирать с учетом технической целесообразности и экономичности аппаратуры. Поэтому в телеизмерительных приборах применяют в основном частотную модуляцию. Этот вид модуляции позволяет при той же мощности питания получить в шесть раз более сильный сигнал, чем другие виды модуляции. Механическая вибрация передающего аппарата, изменяющееся положение антенны, микрофонный эффект деталей, помимо прочего, подвергают частотной модуляции излучаемый сигнал, иначе говоря, полезный сигнал подвергается паразитной модуляции. В схему приемника перед демодулятором вспомогательной несущей можно подключать даже обычный магнитофон: сигналы вспомогательной несущей частоты приходятся на полосу звуковых частот. Это является большим преимуществом, так как электрокардиографические сигналы нельзя фиксировать на ленту бытового магнитофона: сигнал ЭКГ содержит в себе компоненты с очень малой частотой. Разумеется, зафиксированные магнитофоном сигналы вспомогательной несущей частоты нельзя включать непосредственно в электрокардиограф, их вводят в ту же точку приемника, откуда мы выводили сигналы для записи. Возможность магнитофонной записи создает много удобств в телеэлектрокардиографических исследованиях.

Радиус действия таких телеметрических антенн, применяемых в обычной медицинской практике или в оперативной медицине, обычно не превышает

100 м. Для такой дальности вполне пригодны передающие аппараты массой в несколько сот грамм.

### 1.3. Электроды при биотелеметрических исследованиях

При биотелеметрических исследованиях электроды или преобразователи нельзя размещать традиционным способом. В телеэлектрокардиографии, например, не может быть и речи об отведениях от конечностей, электроды устанавливаются только на грудной клетке. По поводу отведений возникает ряд проблем.

Если электроды плохо укреплены на теле пациента, то могут возникнуть помехи из-за слабых контактов, в результате ЭКГ будет неточной, более того, сумбурной. Обычные металлические электроды не годятся, так как из-за потовыделения возникают поляризационные напряжения. Если пациент проходит вблизи электрического оборудования (трансформаторная станция, линия электропередач и пр.), мешающее электрическое или магнитное силовое поле вызывает в усилителе помехи и кривая ЭКГ не может быть оценена правильно. Если электроды разместить вблизи от работающих мышц, полезным сигналам будут мешать электромиографические сигналы.

Большинство помех можно устранить, если уменьшить переходное сопротивление между поверхностью кожи и электродом. Оно может меняться от 1 до 10 кОм, в зависимости от поверхности электрода, состояния кожи (сухого или влажного), наличия пота. Переходное сопротивление можно максимально уменьшить, тщательно обработав кожу, сняв поверхностный слой и смазав это место хорошо проводящей электродной пастой. Практически поляризационным сопротивлением можно и пренебречь, если применять серебряные или хлористо-серебряные электроды и если металл электрода будет контактировать с электродной пастой, а не с поверхностью кожи.

Для уменьшения электромиографических помех электроды целесообразно размещать на таких поверхностях тела, где мышц мало или вообще нет (например, на грудной кости). При таком размещении электродов нельзя использовать крепление, применяемое в традиционной электрокардиографии. Даже при расположении активных электродов вертикально один над другим не удастся получить максимальной амплитуды.

В определенное время или при плохом самочувствии больной по телефону звонит лечащему врачу, а затем, когда связь установлена, микрофон телефонной трубки подключается к аппарату. Вход аппарата подключается к электродам, размещенным на грудной клетке. Отведенный сигнал ЭКГ после усиления модулирует сигнал частотой около 2 кГц, и этот модулированный сигнал попадает в телефонную линию. Приемник, установленный у лечащего врача, принимает этот модулированный сигнал. Затем усиленный и демодулированный сигнал подается на обычный электрокардиограф. Таким образом, лечащий врач может контролировать ЭКГ больного, частоту биения сердца. На основе полученных данных он может давать советы пациенту: как себя вести, какие лекарства принимать, а в случае необходимости распорядится о срочной госпитализации. Этот относительно простой прибор упрощает и делает более надежной помощь больному на дому. Такой метод обслуживания особенно целесообразен при длительном периоде выздоравливания.

Передачу ЭКГ по телефону может осуществить и участковый врач, сестра, навещающая больного на дому, или врач "Скорой помощи", если он хочет проконсультироваться с врачом-кардиологом относительно состояния сердца больного.

#### 1.4. Эндорадиозонд в биотелеметрических системах контроля за состоянием пищеварительного тракта

Многие факторы привлекали внимание врачей к болезням пищеварительной системы. Плохое питание в течение долгого времени, ускоряющийся во всем мире "темп жизни", распространение кариеса зубов, перенесение основного приема пищи на вечернее время и т. д. – основные причины желудочных недугов.

Как известно, во время "пробного завтрака" в желудок больного через пищевод опускают резиновый шланг диаметром 4...5 мм и через него берут образцы содержимого желудка. По этим образцам химическими методами устанавливают, нормально ли проходит деятельность по выделению кислоты. На основании анализов врач принимает решение о необходимом лечении.

Сульфат бария используют тогда, когда врач с помощью рентгеновского исследования желает убедиться, нет ли язвы желудка или двенадцатиперстной кишки, ведь рентгеновские лучи почти беспрепятственно проникают через стенки желудка и поэтому его предварительно наполняют контрастным веществом, непрозрачным для рентгеновских лучей. В результате на экране аппарата появляется тень заполненного контрастным материалом желудка или кишки, по которой опытный врач легко установит наличие и местоположение язвы.

Оба метода неприятны для пациентов. Врач также неохотно решается на проведение таких исследований. Есть и другие проблемы. Известно, что выделение желудочного сока зависит от нервного состояния человека. У нервного, обремененного заботами человека чаще бывает отклонение количества желудочной кислоты от нормы, поэтому и вероятность появления язвы больше. Но если это так, то, очевидно, и волнения перед пробным завтраком сильно влияют на выработку кислоты, иначе говоря, именно обстоятельства исследований фальсифицируют показатели, которые мы желаем измерить.

Другая проблема состоит в том, что исследования можно проводить только в лабораторных условиях, т. е. по существу с больного делается "моментальный снимок", а ведь часто бывает, что жалобы появляются только в обычных условиях.

Много проблем возникает и в связи с рентгеновским исследованием желудка. Прежде всего, следует сказать о том, что язву на ранней стадии весьма трудно диагностировать. Кроме того, при рентгеновском просвечивании желудка необходимо пользоваться сравнительно большой дозой облучения, но этого следует избегать.

Развитие электроники, резкое уменьшение размеров деталей, широкое распространение полупроводниковых элементов – все это позволило медицине в решении вышеизложенных нелегких проблем опираться на помощь инженерно-технических работников. Американский ученый Зворыкин предложил разработать радиопередатчик малых размеров (9 мм диаметром и 26 м длиной) в форме цилиндра, который заглатывается больным с водой как лекарственная таблетка. Прибор передает сведения о биологических условиях в пищеварительной системе.

Это миниатюрное устройство известно среди врачей под названием эндорадиозонд. Эндорадиозонд имеет две разновидности: пассивный и активный. В пассивном зонде нет какого-либо элемента, дающего ток или напряжение (термоэлемент, аккумулятор), а только специально подобранные пассивные элементы: переменный резистор, конденсатор, катушка или колебательный контур, изменение параметров которых устанавливает измерительный прибор, расположенный вне тела пациента. Большое преимущество пассивного зонда состоит в том, что его функционирование не зависит от температуры и он недорог в производстве.

Активный радиозонд представляет собой, по сути дела, высокочастотный передатчик с батареей, работающий на транзисторах, который излучает сигналы на частоте 0,5...2 МГц. Этот диапазон частот выбран потому, что такие колебания относительно хорошо распространяются в тканях тела. Это

ВЧ колебание модулируется электрическим сигналом, пропорциональным измеряемому параметру (например, кислотности). Поскольку антенна эндорадиозонда в различных направлениях излучает сигналы разной интенсивности, а зонд поворачивается в пищеварительной системе, то амплитудную модуляцию применять нельзя. В эндорадиозондах применяют частотную модуляцию.

Излученные частотно-модулированные сигналы принимает приемная антенна. После усиления и демодуляции мы получаем сигнал, пропорциональный значению измеряемого параметра. Этот параметр можно наблюдать или регистрировать его временные изменения с помощью специальных устройств.

Все эти исследования могут вскрыть аномалии функционирования желудка и кишок, атонию кишок, а также место и причину различных болезненных и судорожных очагов, вызывающих боли в желудке и кишках. Точно так же применяются эндорадиозонды при наблюдении за эффективностью противоспазматических препаратов.

Врача интересует и кислотность в пищеварительном тракте, а особенно в желудке. Для таких исследований пригодны эндорадиозонды, измеряющие концентрацию водородных ионов, т. е. рН. Очень ценно применение эндорадиозонда, измеряющего кислотность после операций желудка. Можно получить ясное представление, например, относительно того, как формируется кислотность в послеоперационный период. При исследованиях, которые длятся продолжительное время, чтобы воспрепятствовать выходу зонда, поступают так: перед заглатыванием зонда к нему прикрепляют длинную, растворимую в желудке нить и с ее помощью удерживают зонд в нужном месте желудка. Когда серия исследований закончена, больной просто проглатывает нить, и она или выходит вместе с зондом или рассасывается.

Эндорадиозонд можно применять и для обследования людей, у которых выделение кислоты в зависимости от нервного состояния на данный момент

или чрезмерно велико, или ненормально мало. Традиционными средствами такое состояние практически не фиксируется.

В медицинских исследованиях распространены термоизмерительные эндорадиозонды, которые содержат элементы, чувствительные к температуре. С их помощью можно на ранней стадии распознать язву желудка, которая неразличима с помощью рентгеновской аппаратуры. Как известно, при воспалительных процессах появляется избыток крови, обусловленный повышением температуры. Этот процесс наблюдается с помощью термоизмерительного эндорадиозонда

Для установления мест кровоизлияний в пищеварительном тракте больному дают проглотить зонд, чувствительный к излучению, а в кровь через вену вводят радиоактивный индикатор. Там, где кровоизлияние есть, зонд покажет интенсивное излучение. Такой зонд можно использовать и для контроля за тем, не получили ли лучевое заражение через рот те люди, которые работают с радиоактивными веществами.

Врач не может довольствоваться лишь получением информации о наличии аномалий в биологических характеристиках. Ему нужно не только иметь данные измерений, но и фиксировать положение зонда в данный момент, чтобы точно знать, где очаг болезни. Самым простым решением было просвечивание больного рентгеном одновременно с эндорадиозондированием: на экране рентгеновского аппарата зонд будет давать темную тень. Другое решение предусматривает следующее: над пациентом, лежащим на спине, устанавливается приемная" антенна, которую вращает сервомеханизм, всегда находящий точку, расположенную наиболее близко к зонду, при этом регистрирующее устройство вместе с нужными для исследования данными фиксирует и положение механизма. Таким образом, для каждого аномального параметра можно найти место в пищеварительной системе, где он измеряется.

Следует сказать и о деталях, применяемых в эндорадиозондах. Это, как правило, обычные транзисторы, резисторы, конденсаторы, аккумуляторы и

пр. Используя специальные детали, удалось создать даже зонд диаметром 5...6 мм и длиной 18 мм.

Следует напомнить, однако, что биотелеметрия весьма дорогостоящий метод. Прежде всего этим можно объяснить тот факт, что он не нашел широкого распространения в лечебной практике. Однако в узких областях медицины (в космической, авиационной, спортивной, экспериментальной) его активно применяют уже и в наши дни.

2. Основная часть. Исследование биотелеметрической системы контроля состояния пациентов.

### 2.1. Метод измерения и регистрации электроэнцефалограмм

Электроэнцефалография (ЭЭГ) – метод исследования деятельности головного мозга животных и человека; основан на суммарной регистрации биоэлектрической активности отдельных зон, областей, долей мозга. Запись электрической активности мозга, называют электроэнцефалограммой (рис.1).

ЭЭГ – сложная кривая, состоящая из волн различных частот и амплитуд. В зависимости от частоты на ЭЭГ различают волны, обозначаемые греческими буквами:

Альфа-активность выявляется при проведении электроэнцефалограммы в состоянии пассивного бодрствования и представляет собой синусоидальные колебания частотой 8-13 Гц и амплитудой 40-100 мкВ (рис.2, а). Альфа-активность зрелого мозга обычно модулирована в веретена и преобладает преимущественно в затылочных областях (связана с функционированием зрительного анализатора).

Бета активность представляет собой колебания частотой 14-40 Гц и амплитудой до 15-20 мкВ (рис.2, б). Выявляется преимущественно в передних отделах головного мозга во время активного бодрствования. В структуре бета-активности выделяют низкочастотную (с частотой до 22-24 Гц) и высокочастотную (с частотой более 22-24 Гц) активность. Некоторые авторы в структуре бета-активности выделяют гамма-активность, или высокочастотные бета-активность с частотой 40-70 Гц и амплитудой до 5-7 мкВ. Дельта-активность – медленно-волновая активность частотой 1-3 Гц различной амплитуды, наиболее выраженная во время сна (рис.2, в). Появление активности на ЭЭГ в другие промежутки времени свидетельствует о снижении уровня функциональной активности коры и всего мозга в целом.

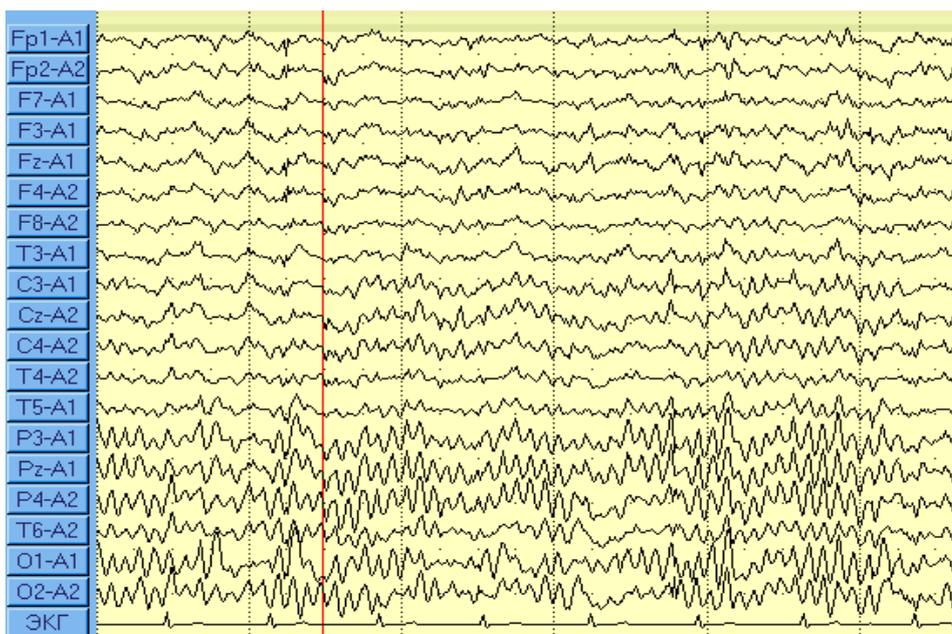


Рис. 1. Электроэнцефалограмма.

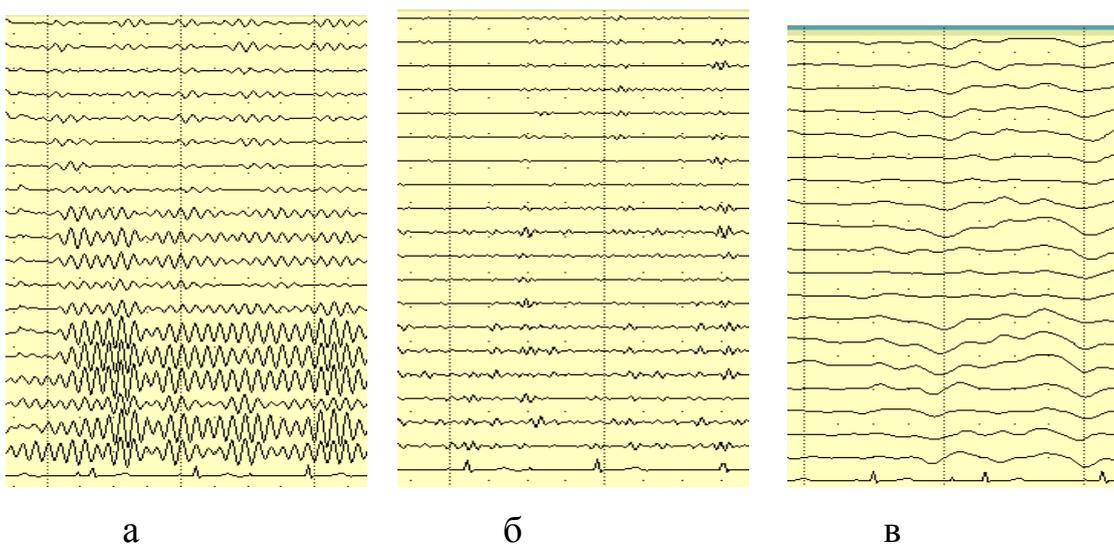


Рис. 2. *а* - альфа-активность; *б* - бета активность; *в* - дельта активность.

Дельта-активность - медленно-волновая активность частотой 1-3 Гц различной амплитуды, наиболее выраженная во время сна (рис.2, в). Появление активности на ЭЭГ в другие промежутки времени свидетельствует о снижении уровня функциональной активности коры и всего мозга в целом.

Мю-активность выявляется в центральных областях головного мозга с преобладанием в области роландической борозды (связана с проприоцептивной чувствительностью). По частоте и амплитуде соответствует альфа-активности, но имеет характерную аркоподобную форму.

Тета-активность – медленно-волновая активность частотой 4-7 Гц различной амплитуды, усиливающаяся при эмоциональном возбуждении и во время сна. Появление активности на ЭЭГ в другие промежутки времени свидетельствует о снижении уровня функциональной активности коры и всего мозга в целом.

У здорового человека могут различаться ЭЭГ в зависимости от физиологического состояния (сон и бодрствование, восприятие зрительных или слуховых сигналов, разнообразные эмоции и т.п.). ЭЭГ здорового взрослого человека, находящегося в состоянии относительного покоя, обнаруживает два основных типа ритмов:  $\alpha$ -ритм, характеризующийся частотой колебаний в 8-13 Гц, и  $\beta$ -ритм, проявляющийся частотой в 14-30 Гц [4].

В зависимости от того, в каком виде регистрируется и представляется для анализа электроэнцефалографисту ЭЭГ, электроэнцефалографы подразделяются на традиционные "бумажные" (перьевые) и современные - "безбумажные". В первых ЭЭГ после усиления подается на катушки электромагнитных или термопишущих гальванометров и пишется непосредственно на бумажную ленту. Электроэнцефалографы второго типа преобразуют ЭЭГ в цифровую форму и вводят ее в компьютер, на экране которого и отображается непрерывный процесс регистрации ЭЭГ, одновременно записываемой в память компьютера. Бумажнопишущие

электроэнцефалографы обладают преимуществом простоты эксплуатации. Безбумажные обладают преимуществом цифровой регистрации со всеми вытекающими отсюда удобствами записи, архивирования, вторичной компьютерной обработки и др.

ЭЭГ регистрирует разность потенциалов между двумя точками поверхности головы обследуемого. Соответственно этому на каждый канал регистрации подаются напряжения, отведенные двумя электродами: одно – на положительный, другое – на отрицательный вход канала усиления. Electroды для электроэнцефалографии представляют собой металлические пластины или стержни различной формы [5].

Electroды бывают нескольких разновидностей (рис.3):

- 1) мостовые;
- 2) чашечковые;
- 3) игольчатые.

Наибольшее распространение получили два типа Electroдов - мостовые и чашечковые. Мостовой Electroд представляет собой металлический стержень, закрепленный в держателе. Нижний конец стержня, контактирующий с кожей головы, покрыт гигроскопическим материалом, который перед установкой смачивают изотоническим раствором хлорида натрия. Electroд крепят с помощью резинового жгута таким образом, что контактный нижний конец металлического стержня прижимается к коже головы. К противоположному концу стержня подсоединяют отводящий провод с помощью стандартного зажима или разъема. Преимуществом таких Electroдов являются быстрота и простота их подсоединения, отсутствие необходимости использовать специальную Electroдную пасту, поскольку гигроскопический контактный материал долго удерживает и постепенно выделяет на поверхность кожи изотонический раствор хлорида натрия. Использование Electroдов этого типа предпочтительно при обследовании контактных больных, способных находиться сидя или полулежа.

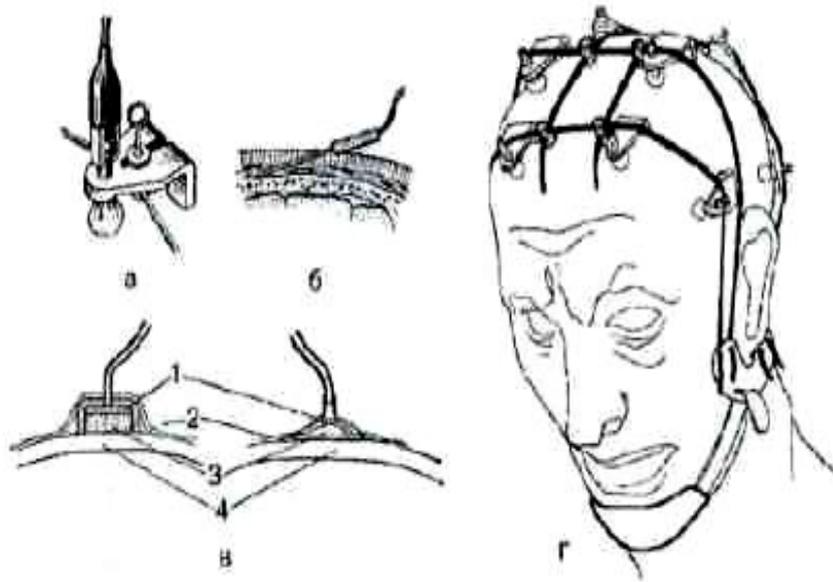


Рис. 3. Типы электродов и способы их крепления на голове:

а - мостиковый электрод, б - игольчатый, в - чашечковые электроды: 1 - металл; 2-липкая лента; 3 - электродная паста; 4 - кожа; г - закрепление электродов на голове с помощью шапочки из резиновых жгутов.

При обследовании маленьких детей и больных с нарушением сознания и контакта с окружающими при долговременных записях и исследовании сна предпочтительны чашечковые электроды, имеющие форму диска с приподнятыми краями, к которому припаян провод. Чашечка заполняется контактной электродной пастой, содержащей помимо раствора хлорида натрия желеобразные связующие и некоторые вещества, размягчающие верхний слой эпидермиса. Электрод крепят на голове с помощью специальной резиновой шапочки, липкой ленты или приклеивают коллодием.

Игольчатые электроды применяются во время хирургических операций для оценки состояния нервной системы и глубины наркоза. Вкалываются непосредственно в покровы головы пациента. При нейрохирургических операциях на головном мозге электроды устанавливаются непосредственно в мозговую ткань. На выходе получается графическое изображение колебаний разности биоэлектрических потенциалов живого мозга.

После отведения электрические потенциалы подаются на входы усилительно-регистрирующих устройств. Входная коробка электроэнцефалографа содержит гнезда, с помощью которых к электроэнцефалографу может быть подсоединено соответствующее количество электродов (рис.4).

В современных электроэнцефалографах электродная коробка обычно представляет единый блок с усилителями, а в безбумажных (компьютерных) системах содержит и блок аналого-цифрового преобразования ЭЭГ. Усилительно-регистрирующие устройства, как правило, монтируются из двух отдельных блоков, связанных в свою очередь соединительным кабелем, - блока предварительного усиления и блока собственно регистрации (рис. 4). Блок предварительного усиления состоит из набора идентичных предварительных усилителей соответственно числу каналов регистрации. Каждый из каналов усиления имеет ручки управления, выведенные на переднюю панель блока предварительного усиления.

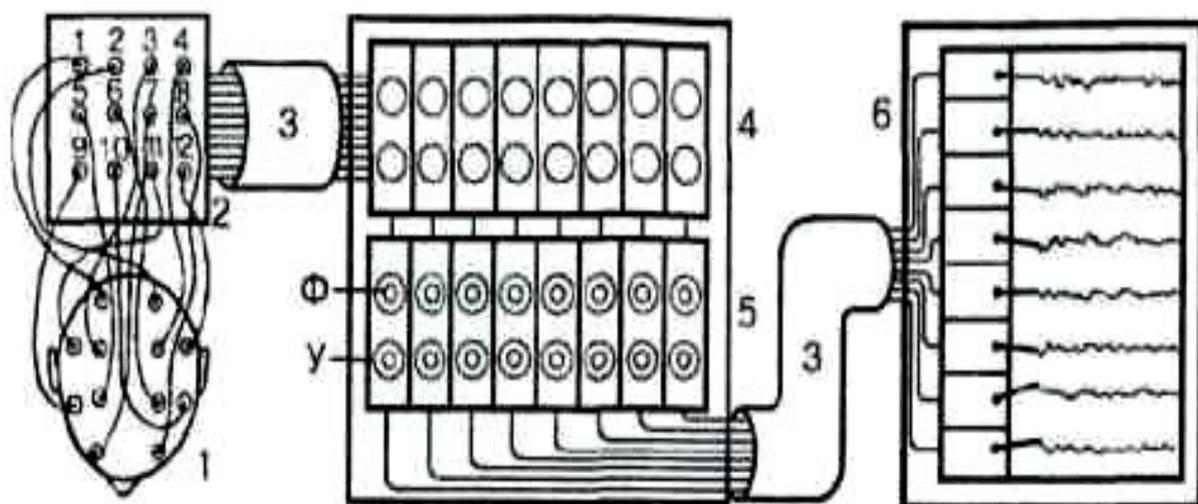


Рис. 4. Блок-схема электроэнцефалографа:

1 - голова исследуемого с отводящими электродами (вид сверху); 2- входная коробка; 3-соединительные кабели; 4-селекторный блок с переключателями для каждого канала; 5-блок усиления с регуляторами фильтров высокой и низкой частоты ( $\Phi$ ) и грубой или плавной регулировкой усиления ( $\Upsilon$ ); 6-блок регистрации.

Прежде всего для каждого усилительного блока имеется многоконтактный коммутатор отведений ЭЭГ, позволяющий по каждому каналу коммутировать электроды, находящиеся на голове испытуемого в нужной комбинации. В коммутаторе входным клеммам усилителя, положительной и отрицательной, соответствуют ступенчатые переключатели, которые могут занимать одно из положений согласно нумерации контактных гнезд на входной коробке электроэнцефалографа.

Для задания полосы пропускания усилителя на каждом из каналов имеются регуляторы фильтров высокой и низкой частоты. Фильтр низкой частоты определяет верхний предел частот, которые будут без искажения пропускаться усилителем. Современные электроэнцефалографы позволяют регулировать этот предел в границах от 1500 до 15 Гц. Фильтры низкой частоты используют обычно в тех случаях, когда в записи присутствуют высокочастотные помехи, которые не могут быть исключены иным способом.

В частности, при обследовании некоторых больных невозможно добиться достаточного расслабления; в таких случаях для исключения из ЭЭГ артефакта мышечной активности (ЭМГ) приходится пользоваться фильтрами высоких частот. Регулировку нижней полосы пропускания электроэнцефалографа производят фильтрами высоких частот путем изменения постоянной времени усилителя. Ограничение нижней полосы пропускания прибора необходимо для исключения из записи артефактов медленных изменений потенциала кожи, изменений потенциала, связанных с незначительными смещениями электродов и изменениями в области контакта между кожей и электродом. После усиления сигнал подается в блок регистрации электроэнцефалографа. Кроме того, с блоков предварительного усиления электрическая активность может быть выведена с помощью дополнительных выходов на внешние системы регистрации или обработки: магнитописец, катодный осциллограф, анализатор-интегратор или специализированную ЭВМ [5].

В цифровых электроэнцефалографах ЭЭГ записывается на диск компьютера с одновременным выводом изображения на экран. По окончании регистрации нужные страницы записи могут быть выведены в виде бумажной копии с помощью принтера или самописца. На рис. 5 представлена типовая структурная схема цифрового электроэнцефалографа. Чаще всего такие системы строятся на основе персонального компьютера, реже - на основе встроенного процессорного блока.

Цифровые электроэнцефалографы, как и аналоговые, имеют входные коммутаторы, предварительные усилители и фильтры. Аналого-цифровой преобразователь (АЦП) обеспечивает возможность использования компьютера для дальнейшей обработки и хранения сигналов. При достаточном быстродействии компьютера и канала ввода данных фильтрация сигналов может производиться программно, что упрощает построение аналоговых фильтров, обеспечивает стабильность характеристик тракта обработки сигналов, дает возможность оперативной регулировки частотной характеристики [5].

Крепление электродов. При регистрации электроэнцефалограммы используются несколько систем отведений: одноканальные системы обычно используют для оценки общего функционального состояния мозга; многоканальную регистрацию энцефалограмм, поступающих с разных отделов мозга, применяют для выявления локализованного очага. Обычно число каналов регистрации равно 8 или 16, но известны схемы регистрации биопотенциалов мозга, включающие 4 и даже 2 электрода. Схема расположения электродов должна обеспечить их равномерное распределение по разделам - лобные, затылочные, центральные, теменные и т.д.

Точки расположения электродов в системе "10-20" определяют следующим образом. Измеряют расстояние по сагиттальной линии от  $inion$  до  $nasion$  и принимают его за 100%. В 10% этого расстояния от  $inion$  и  $nasion$  устанавливают соответственно нижний лобный (Fp) и затылочный (O)

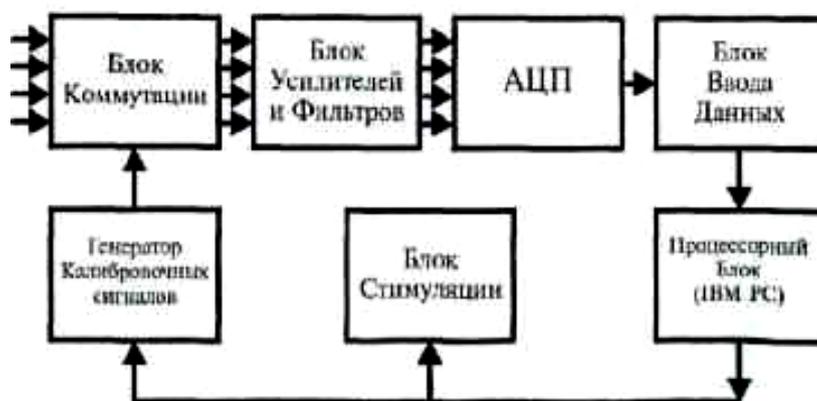


Рис. 5. Структурная схема цифрового электроэнцефалографа.

сагиттальные электроды. Остальные сагиттальные электроды (F, Cz и P) располагают между этими двумя на равных расстояниях, составляющих 20% от расстояния inion-nasion. Вторая основная линия проходит между двумя слуховыми проходами через vertex (макушку). Нижние височные электроды (T3, T4) располагают соответственно в 10% этого расстояния над слуховыми проходами, а остальные электроды этой линии (C3, Cz, C4) - на равных расстояниях, составляющих 20% длины биаурикулярной линии. Через точки T3, C3, C4, T4 от inion к nasion проводят линии и по ним располагают остальные электроды (P3, P4, T5, T6, F3, F4, F7, F8, Fp1, Fp2). На мочки ушей помещают электроды, обозначаемые соответственно A1 и A2. Буквенные символы обозначают основные области мозга и ориентиры на голове: O - occipitalis, P - parietalis, C - centralis, F - frontalis, A - auricularis. Нечетные цифровые индексы соответствуют электродам над левым, а четные - над правым полушарием мозга (рис.6).

Как и в других электрофизиологических методах, при регистрации электроэнцефалограммы различают монополярные, биполярные отведения и их модификации. При монополярном отведении по системе "10-20" один из двух электродов (индифферентный) каждого канала должен располагаться на электрически нейтральной точке головы. В качестве такой точки чаще всего выбирают точку уха или переносицу (причем для отведения с левого полушария используется точка левого уха и наоборот). Другой электрод (дифферентный) устанавливают над исследуемым активным участком мозга.

Однако расположение индифферентного электрода не всегда удовлетворяет исследователя, так как точка установки этого электрода не является электрически идеально-нейтральной. В этих случаях по аналогии с ЭКГ создают искусственную систему "нейтральной" точки (нулевой электрод), используя схему суммирования (рис.7).



Главным недостатком такого "индифферентного" электрода можно считать взаимное влияние регистрируемых сигналов через суммирующую цепь. Поэтому для данной системы отведений необходимы контрольные отведения иного типа, установленные одновременно.

При биполярном отведении все каналы независимы, и разность потенциалов регистрируется между двумя электродами, расположенными над активными участками мозга. При этом зарегистрированная активность действительно наблюдается вблизи электродов или на участке между ними. Вместе с тем при биполярном отведении трудно оценить вклад в суммарную разность потенциалов каждого участка, над которым расположены электроды.

Для установления вклада отдельного участка мозга в общую активность применяют отведение цепочкой; в этом случае для двух соседних каналов съема один электрод является общим (рис.8). Такая комбинация биполярного отведения с элементами монополярного позволяет довольно точно локализовать очаг возбуждения.

Частным случаем отведения цепочкой является триангуляция - тип отведения, при которой используются три электрода, расположенные вокруг очага возбуждения треугольником (рис.9). С целью увеличения надежности регистрации электроэнцефалограммы рекомендуется пользоваться разными типами отведений.

## 2.2. Метод измерения и регистрации электрокардиограмм

Электрокардиография – методика регистрации и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца. Электрокардиограмма (рис.10) записывается с помощью электрокардиографов.

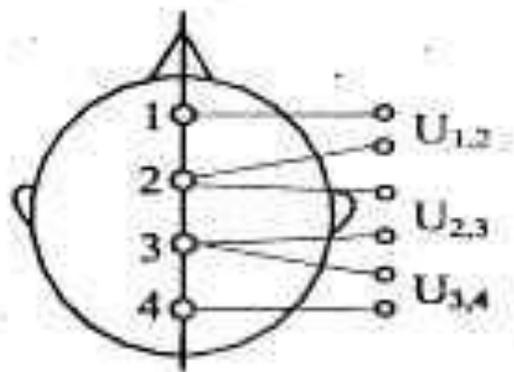


Рис. 8. ЭЭГ с применением отведения "цепочка" с общим электродом.

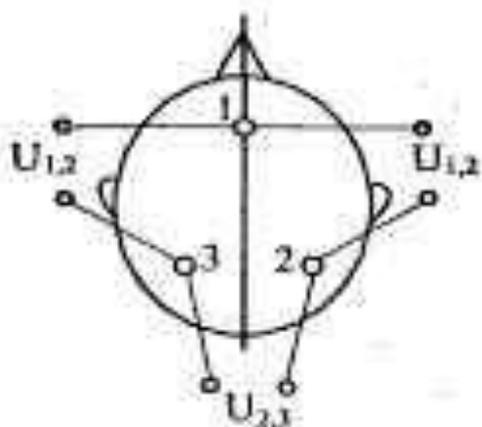


Рис. 9. ЭЭГ с применением отведения "цепочка" с общим электродом: тип отведения-триангуляция.

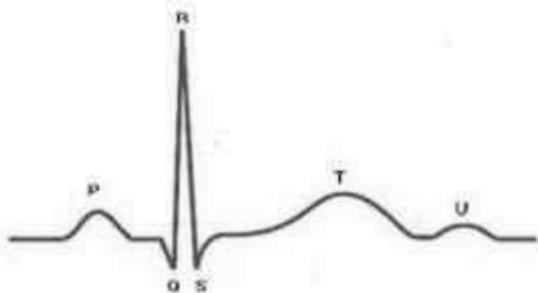


Рис. 10. Электрокардиограмма.

Нормальная ЭКГ в стандартных отведениях представлена рядом зубцов и интервалов, обозначенных латинскими буквами (рис.10). Если амплитуда зубца более 5 мм, он обозначается прописной буквой если менее 5 мм, то малой буквой.

Зубец P - этот предсердный комплекс состоит из полого восходящего колена и симметрично расположенного нисходящего колена, которые соединяются между собой закругленной верхушкой. Продолжительность (ширина) зубца не превышает 0,08-0,1 секунды (1 мм - 0,02''), высота P составляет 0,5-2,5 мм. Наибольшая амплитуда P во втором стандартном отведении. В норме  $P_{II} > P_I > P_{III}$ .  $P_I > 0,1''$  свидетельствует о гипертрофии левого предсердия, при  $P_{III} > 2,5$  мм можно говорить о гипертрофии правого предсердия. Продолжительность зубца P измеряется от начала восходящего до конца нисходящего колена, амплитуда P - от основания зубца до его вершины.

Интервал PQ (R) - от начала P до начала g или R. Он соответствует времени прохождения импульса по предсердиям, через атриовентрикулярный узел, по пучку Гиса, ножкам пучка Гиса, волокнам Пуркинье.

Продолжительность интервала PQ в норме колеблется 0,12'' - 0,20'' и зависит от частоты пульса. Удлинение интервала PQ наблюдается при нарушении атриовентрикулярной проводимости, укорочение PQ связано с симпатикоадреналовой реакцией, синдромом преждевременного возбуждения желудочков, предсердным или узловым водителем ритма и др.

Сегмент PQ - располагается от конца P до начала Q (R). Отношение P к сегменту PQ называется индексом Макруза, его норма 1,1-1,6. Увеличение индекса Макруза свидетельствует о гипертрофии левого предсердия.

Комплекс QRS - отражает процесс деполяризации желудочков измеряется во втором стандартном отведении от начала Q до конца S, продолжительность в норме составляет 0,05 - 0,1. Удлинение QRS связано с

гипертрофией миокарда или нарушением внутрижелудочковой проводимости.

Зубец Q – связан с возбуждением межжелудочковой перегородки (необязательный, с отрицательной амплитудой). Продолжительность Q в первом и втором стандартных отведениях до  $0,03''$ , в третьем стандартном отведении - до  $0,04''$ . Амплитуда Q в норме не более 2 мм или не более 25 % R. Уширение Q и увеличение его указывает на наличие очаговых изменений в миокарде.

Зубец R – обусловлен деполяризацией желудочков, имеет восходящее колено, вершину, нисходящее колено. Время от Q (R) до перпендикуляра из вершины R указывает на нарастание скорости деполяризации желудочков и называется временем внутреннего отклонения, для левого желудочка не более  $0,04''$ , правого -  $0,035''$ . Зазубренность R высокой амплитуды указывает на мышечные изменения, раздвоение и расщепление R свидетельствует о нарушении внутрижелудочковой проводимости. В норме по втором стандартном отведении амплитуда  $R_{II}$  больше  $R_I$  и  $R_{III}$ ,  $R_{II}$  до 20 мм,  $R_I$  до 10-15 мм,  $R_I$  отражает потенциалы левого желудочка,  $R_I > 15$  мм свидетельствует о гипертрофии левого желудочка. Если из стандартных отведений амплитуда  $R_I$  наибольшая, имеется отклонение электрической оси сердца влево, при наибольшей амплитуде  $R_{III}$  - вправо.

Зубец S – необязательный отрицательный зубец.  $S_I$  отражает потенциалы правого желудочка в норме, продолжительность  $S_I < 0,04''$ , амплитуда 0.4 мм.  $S_I > 0,04''$  указывает на блокаду правой ножки п. Гиса.  $S_{III}$  отражает потенциалы левого желудочка, его величина 0-5 мм.

Сегмент ST – соответствует периоду, когда оба желудочка полностью охвачены возбуждением, измеряется от конца S до начала T. Начало Сегмента ST называется ST соединение I. Продолжительность ST зависит от частоты пульса. В норме сегмент ST расположен на изолинии, депрессия ST допускается до 0,5 мм, его подъем в стандартных отведениях не должен превышать 1 мм. Депрессия ST указывает на наличие ишемии миокарда или

на зону субэндокардиального повреждения. Подъем сегмента ST свидетельствует о субэпикардиальном повреждении.

Зубец T – отражает процессы реполяризации желудочков. В норме T в первом и втором стандартных отведениях положительный 3-5 мм или 1/3-1/4 R. TIII может быть сниженным, изоэлектричным, слабоотрицательным (при отклонении электрической оси сердца влево). Продолжительность T составляет 0,1-0,25''. Положительный TI>TIII. Зубец T очень изменчив, более 40 болезней и синдромов могут изменять его амплитуду и направленность. Наиболее важное значение зубец T имеет в диагностике ишемии миокарда. Высокий, остроконечный, симметричный T может указывать на наличие субэндокардиальной ишемии, отрицательный, остроконечный, симметричный, динамичный свидетельствует о субэпикардиальной ишемии.

Интервал QT – электрическая систола сердца. Измеряется от начала Q (R) до конца T. Продолжительность зависит от пола, возраста и частоты пульса. Норма QT определяется по формуле Базетта

$$QT = \frac{QT_{н}T_{н}}{\sqrt{RR}}$$

нормальные величины QT колеблются в пределах 0,35-0,44''. В норме увеличение QT (по сравнению с нормой) не должно превышать 0,05''. Удлинение QT связано с кардиосклерозом, гипокальциемией, блокадой ножек п. Гиса, инфарктом миокарда. Описаны случаи врожденного удлинения QT (синдром Романо-Уорда). Удлинение QT предрасполагает к внезапной смерти от фибрилляции желудочков.

Зубец U – непостоянный, небольшой амплитуды (1-2 мм), конкордантный зубцу T и следует за ним через 0,02-0,04''. Отражает процессы, восстановления в крупных сосудах. О клиническом значении U известно мало. При ишемии, миокарда может наблюдаться инверсия U.

Сегмент TP – диастола сердца. Измеряется от конца T (U) до начала P. Расположен на изолинии, зависит от частоты ритма. При тахикардии TP уменьшается, при брадикардии - увеличивается.

Интервал R-R характеризует продолжительность полного сердечного цикла. систолы и диастолы. Для определения частоты сердечных сокращений  $60/RR$ , интервалы  $PR=PR$ , их различие не должно быть более 0,1, в противном случае говорят об аритмии. Ритм может быть неправильным периодически и неправильным постоянно [7].

Электрокардиографы – приборы, регистрирующие изменение разности потенциалов между двумя точками в электрическом поле сердца (например, на поверхности тела) во время его возбуждения. Современные электрокардиографы отличаются высоким техническим совершенством и позволяют осуществить как одноканальную, так и многоканальную запись ЭКГ. В последнем случае синхронно регистрируются несколько различных электрокардиографических отведений (от 2 до 6-8), что значительно сокращает время исследования и дает возможность получить более точную информацию об электрическом поле сердца.

Электрокардиографы состоят из входного устройства, усилителя биопотенциалов и регистрирующего устройства (рис.11). Разность потенциалов, возникающая на поверхности тела при возбуждении сердца, регистрируется с помощью системы металлических электродов, укрепленных на различных участках тела резиновыми ремнями или грушами. Через входные провода, маркированные различным цветом, электрический сигнал подается на коммутатор, а затем на вход усилителя. Малое напряжение, воспринимаемое электродами и не превышающее 1-3 mV, усиливается во много раз и подается в регистрирующее устройство прибора. Здесь электрические колебания преобразуются в механические смещения якоря электромагнита и тем или иным способом записываются на специальной движущейся бумажной ленте.

Структура современных электрокардиографов изображена на рис.12.

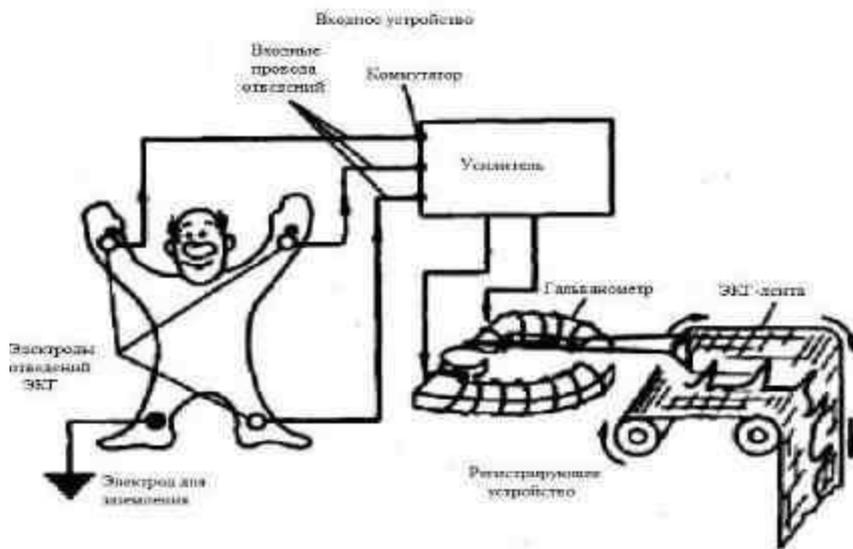


Рис. 11. Устройство электрокардиографа.

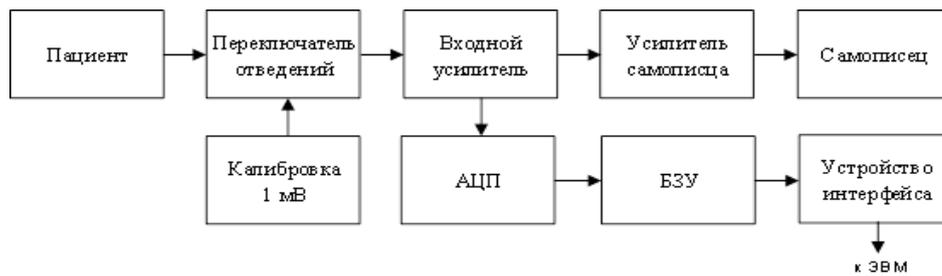


Рис. 12. Структура современного электрокардиографа.

В начале работы переключатель отведений переключается в режим калибровки. С помощью эталонного напряжения величины 1 мВ осуществляется калибровка электрокардиографа.

От переключателя отведений сигнал ЭКГ подается на входной усилитель дифференциального типа с высокой степенью подавления синфазного сигнала. Входной усилитель как правило, имеет масштабный переключатель регулировки чувствительности или усиления.

За предусилителем следует усилитель постоянного напряжения, называемый усилителем самописца, обеспечивающий необходимую мощность для работы печатающего устройства. На вход этого усилителя можно подать сигнал от внешнего источника и, таким образом, самописец электрокардиографа используется для записи сигналов других приборов.

Также электроэнцефалографы имеют разъем для подключения к ЭВМ, что ускоряет процесс обработки результатов обследований. Для этого сигнал с выхода усилителя оцифровывается с помощью АЦП. Далее после аналогово-цифровой обработки информация записывается в буферное запоминающее устройство (БЗУ) и через устройство интерфейса направляется к ЭВМ.

Отведения. В настоящее время в клинической практике наиболее широко используют 12 отведений ЭКГ, запись которых является обязательной при каждом электрокардиографическом обследовании больного: 3 стандартных отведения, 3 усиленных однополюсных отведения от конечностей и 6 грудных отведений.

Стандартные отведения. Стандартные двухполюсные отведения, предложенные в 1913 г. Эйнтховеном, фиксируют разность потенциалов между двумя точками электрического поля, удаленными от сердца и расположенными во фронтальной плоскости - на конечностях. Для записи этих отведений электроды накладывают на правой руке, левой руке и на левой ноге (рис.13). Эти электроды попарно подключаются к электрокардиографу для регистрации каждого из трех стандартных

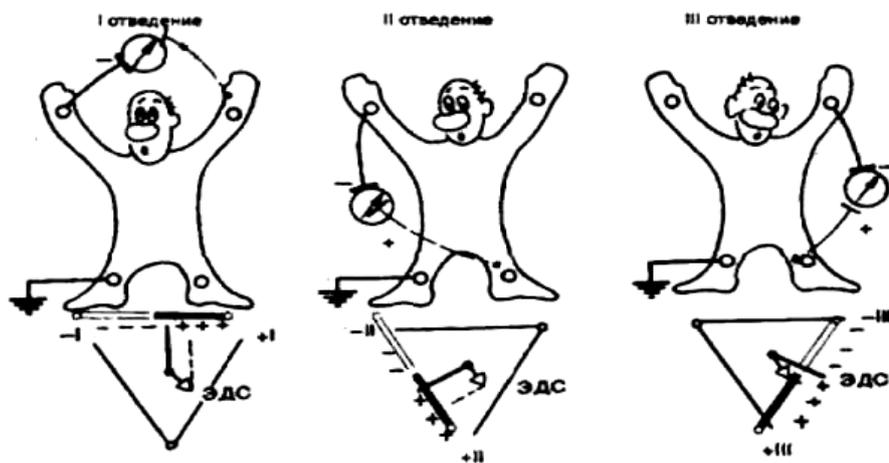


Рис.13. Формирование трех стандартных электрокардиографических отведений от конечностей. Внизу - треугольник Эйнтховена, каждая сторона которого является осью того или иного стандартного отведения.

отведений. Четвертый электрод устанавливается на правую ногу для подключения заземляющего провода. Знаками (+) и (-) здесь обозначено соответствующее подключение электродов к положительному или отрицательному полюсам гальванометра, т.е. указаны положительный и отрицательный полюс каждого отведения.

I отведение - левая рука (+) и правая рука (-).

II отведение - левая нога (+) и правая рука (-).

III отведение - левая нога (+) и левая рука (-).

Усиленные отведения от конечностей

Усиленные отведения от конечностей были предложены Гольдбергером в 1942 г. Они регистрируют разность потенциалов между одной из конечностей, на которой установлен активный положительный электрод данного отведения (правая рука, левая рука или левая нога), и средним потенциалом двух других конечностей (рис.14). Таким образом, в качестве отрицательного электрода в этих отведениях используют так называемый объединенный электрод Гольдбергера, который образуется при соединении через дополнительное сопротивление двух конечностей [5].

aVR - усиленное отведение от правой руки.

aVL - усиленное отведение от левой руки.

aVF - усиленное отведение от левой ноги.

Грудные отведения. Грудные однополюсные отведения, предложенные Wilson в 1934 г., регистрируют разность потенциалов между активным положительным электродом, установленным в определенных точках на поверхности грудной клетки, и отрицательным объединенным электродом Вильсона.

Последний образуется при соединении через дополнительные сопротивления трех конечностей (правой руки, левой руки и левой ноги), объединенный потенциал которых близок к нулю (около 0,2 mV).

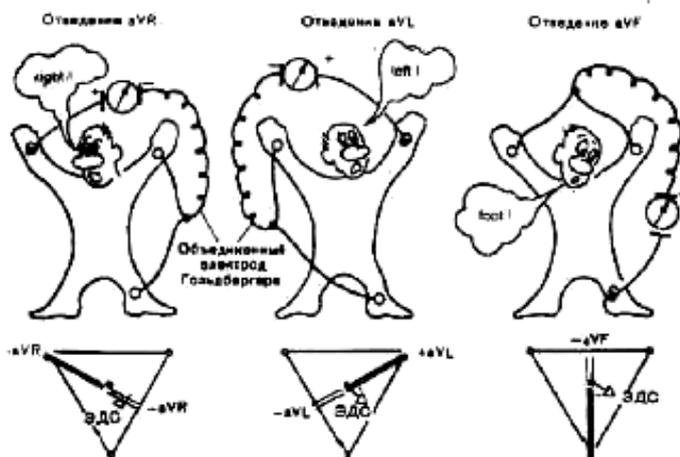


Рис.14. Формирование трех усиленных однополюсных отведений от конечностей. Внизу - треугольник Эйнтховена и расположение осей трех усиленных однополюсных отведений от конечностей.



Рис. 15. Расположение 6 электродов грудных отведений на поверхности грудной клетки.

Обычно для записи ЭКГ используют 6 общепринятых позиций грудного электрода на передней и боковой поверхности грудной клетки, которые в сочетании с объединенным электродом Вильсона образуют 6 грудных отведений (рис.15). Грудные отведения обозначаются заглавной латинской буквой V (потенциал, напряжение) с добавлением номера позиции активного положительного электрода, обозначенного арабскими цифрами.

Отведение  $V_1$  - активный электрод установлен в четвертом межреберье по правому краю грудины. Отведение  $V_2$  - активный электрод расположен в четвертом межреберье по левому краю грудины. Отведение  $V_3$  - активный электрод находится между второй и четвертой позицией, примерно на уровне четвертого ребра по левой парастеренальной линии. Отведение  $V_4$  - активный электрод установлен в пятом межреберье по левой срединно-ключичной линии. Отведение  $V_5$  - активный электрод расположен на том же горизонтальном уровне, что и  $V_4$  по левой передней подмышечной линии. Отведение  $V_6$  - активный электрод находится по левой средней подмышечной линии на том же горизонтальном уровне, что и электроды отведений  $V_4$  и  $V_5$  [5].

### 2.3. Структурная схема и алгоритм функционирования системы периодической передачи биотелеметрической информации

Нами синтезируется биотелеметрическая система периодической передачи информации. Необходимо передавать физиологические параметры, снимаемые с четырех пациентов на пост управления, расположенный на расстоянии 40 метров от наблюдаемых объектов.

Структурная схема системы приведена на рис. 16. Информация об исследуемом биологическом объекте снимается с помощью блока датчиков, включающего в себя датчик электрокардиограммы и ЭЭГ. ЭЭГ снимается методом с применением отведения "цепочка" с общим электродом, где разность потенциалов снимается между двумя соседними точками, в данном

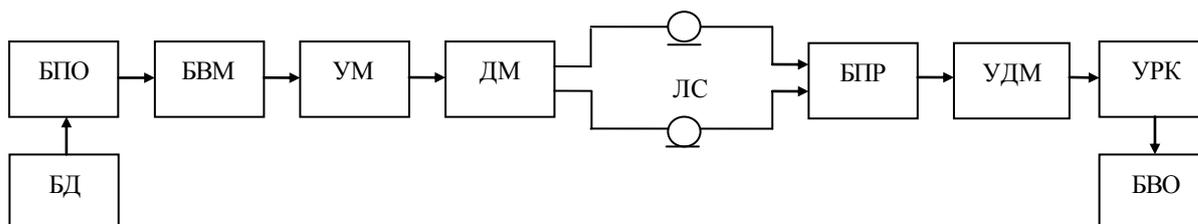


Рис. 16. Структурная схема системы:

БД - блок датчиков; БПО - блок предварительной обработки; БВМ - блок аналого-цифрового преобразования и временного мультиплексирования; УМ - угловой модулятор; ДМ - делитель мощности; ЛС - линия связи; БПР - блок принятия решений; УДМ - угловой демодулятор; УРК - устройство разделения каналов; БВО - блок вторичной обработки.

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Сл	К	К	К	Р	Э	Э	Э	Сл	К	К	К	Р	Э	Э	Э
1	1	2	3	1	1	2	3	2	1	2	3	2	1	2	3
16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31
Сл	К	К	К	Р	Э	Э	Э	Сл	К	К	К	Р	Э	Э	Э
3	1	2	3	3	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3

Рис. 17. Временная диаграмма системы передачи данных

случае будет три отведения. ЭКГ регистрируется с помощью метода треугольника Эйнтховена. Количество датчиков для регистрации ЭКГ тоже будет три.

С датчиков сигнал поступает на блок предварительной обработки. Он служит для выравнивания динамического диапазона сигнала с датчиков, что позволит использовать один аналого-цифровой преобразователь для всех поступающих сигналов.

Блок временного мультиплексирования включает в себя аналого-цифровой преобразователь, мультиплексор, тактовый генератор, счетчик, формирователь служебных сигналов, регистры.

После БВМ сформированный цифровой код поступает в блок УМ. При угловой модуляции изменяется фаза сигнала при каждом изменении уровня сигнала. Для резервирования передачи используются две линии связи, разделение которых осуществляется при помощи делителя мощности. БПР осуществляет выбор линии связи, сигнал которого имеет "лучшие" характеристики.

Модулированный сигнал затем поступает в угловой демодулятор, который предназначен для преобразования исходного модулированного радиосигнала в последовательность прямоугольных импульсов. Далее эти импульсы поступают в устройство разделения каналов, которое состоит из одного демультиплексора, набора регистров, цифро-аналоговых преобразователей, фильтров нижних частот и одного общего коммутатора.

Окончательным блоком данного устройства будет служить блок вторичной обработки, который позволит осуществлять дальнейшее преобразование сигнала.

На рис. 17 изображена структура передаваемого пакета данных. Здесь показана, что информация поступает от 4 постов наблюдения, причем на каждом посту по шесть датчика. Три из которых датчики ЭКГ, остальные три - датчики ЭЭГ. Информация между постами разделена служебными сигналами, а между сигналами ЭКГ и ЭЭГ проходят разделительные сигналы.

## 2.4. Функциональная схема биотелеметрической системы

В первой части функциональной схемы блока аналого-цифрового преобразования и временного мультиплексирования (рис.18) расположен блок датчиков ( $D_1$ - $D_{24}$ ), каждый из которых регистрирует сигналы, поступающие от пациентов. Эти сигналы поступают в фильтры нижних частот, которые служат для подавления помех высокой частоты, наводимые датчиком.

Для выравнивания уровня входных сигналов по амплитуде каждый канал имеет свой усилитель с индивидуальным коэффициентом усиления. В дальнейшем сигналы объединяются в один канал с помощью мультиплексора (MP). Мультиплексор состоит из 24 сигнальных и 8 счетно-адресных входов ( $A_0$ ). В зависимости от кода, поступающего из генератора служебных сигналов (ГСС) на выход мультиплексора поступает один из 24 входных сигналов.

После аналого-цифрового преобразователя (АЦП) сигнал преобразуется в последовательный цифровой код, состоящих из восьми разрядов. С помощью буферного регистра (РЕГ<sub>1</sub>) осуществляется синхронизация сигналов, выводящихся из АЦП. А с помощью второго регистра (РЕГ<sub>2</sub>) осуществляется переход последовательного кода в параллельный. Для включения служебных сигналов и сигналов разделения устройство содержит блок формирования служебных сигналов (ФСС). Что бы включить сигналы в поток данных используются логические элементы 2И-ИЛИ и ИЛИ-НЕ. ФСС имеет два выходных канала, один из которых служит для передачи кодовой последовательности служебного сигнала и сигнала разделения, а второй - единичных импульсов. Если ФСС выдает единичный импульс, то на выходе логического элемента 2И-ИЛИ установится цифровой код, поступающий из датчиков, а если ноль - служебный сигнал.



Представленная на рис. 19 схема осуществляет угловую модуляцию входного сигнала. Перед выполнением модуляции две первые блоки осуществляют преобразование сигнала из абсолютного кода в относительный код. Здесь входной сигнал поступает в один из входов логического элемента ИСКЛЮЧАЮЩЕЕ-ИЛИ, а во второй вход поступает тот же сигнал но с задержкой в D-триггере на один импульс.

Если переменные на входе логического элемента не одинаковые, то функция равна "1", если же они одинаковы - "0". Далее этот сигнал подается на управляющий вход электронных ключей, с помощью которых осуществляется изменение фазы сигнала, поступающего из генератора гармонических колебаний. Если на управляющий вход приходит "1", то фаза гармонического сигнала равна 0, а если "0" -  $\pi$ . С помощью сумматора все это затем складывается, а с использованием полосового фильтра убираются все не интересующие нас частоты.

Основным элементом углового демодулятора (рис. 20) является блок выполняющий вычисление  $\arctg()$ , т.е. происходит преобразование аналогового сигнала в цифровой код. Но перед этим входной сигнал делится на две части, которые перемножаются аналоговыми сигналами синусоидальной формы с фазами  $+\pi/4$  и  $-\pi/4$ . Затем они проходят через



Функциональная схема устройства разделения каналов, представленная на рис. 21, состоит из демультиплексора (ДМП), коммутатора (КОММ), блока управления коммутацией (БУК) и из 24 наборов последовательно-параллельного регистра (РЕГ), цифро-аналогового преобразователя (ЦАП) и фильтра нижних частот. Входной сигнал вначале поступает в ДМП, в котором происходит разделение на 24 отдельных канала. Затем каждый отдельный сигнал поступает в ЦАП для преобразования в аналоговый сигнал и с помощью ФНЧ происходит фильтрация помех. БУК является устройством управления блоком коммутации. Коммутатор предназначен для последующего выделения сигналов, объединения их в группы или последующей ее обработки.

## 2.5. Рекомендации на изготовление БТМС

При проектировке данной биотелеметрической системы необходимо учитывать следующие положения:

- 1) данная система должна состоять из двух блоков - источник и приемник биотелеметрической информации, т.к. они находятся на расстоянии 40 м друг от друга;
- 2) передача информации осуществляется с помощью кабельной линии;
- 3) питание источника и приемника информации раздельное;
- 4) корпуса данной системы должны быть спроектированы таким образом, чтобы они были защищены от влаги, пыли, температуры, вибрации (т.е. должна иметь специальную систему амортизации);

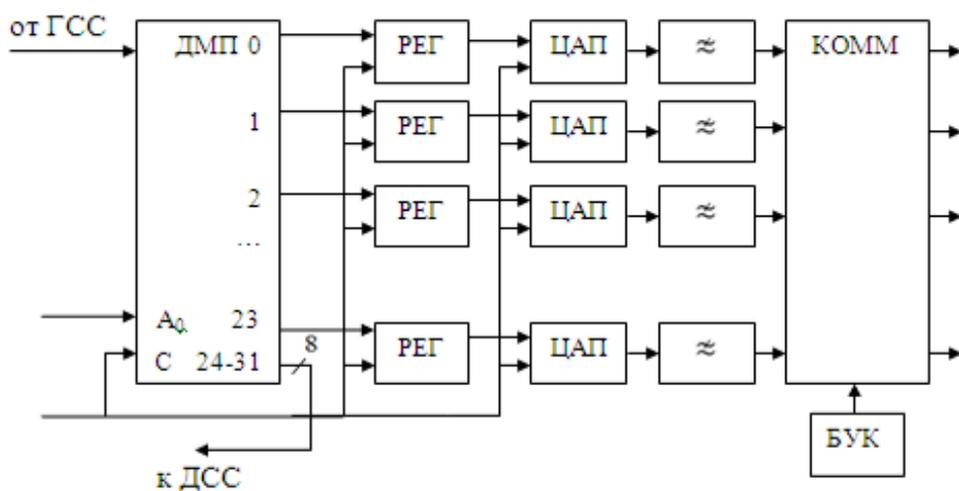


Рис. 21. Функциональная схема устройства разделения каналов: ДМП - демультиплексор; РЕГ - последовательно-параллельный регистр; ЦАП - цифро-аналоговый преобразователь; КОММ - коммутатор; БУК - блок управления коммутацией.

5) для удобства подвода датчиков к пациентам, следует объединять в одну шину все датчики, идущие к одному пациенту;

6) все датчики должны быть разъемными;

7) передатчик БТМС следует размещать около пациентов, что позволит обрабатывать информацию и определять наличие ошибок непосредственно рядом с пациентом (наличие контакта между датчиком и пациентом).

## **Заключение**

В итоге выполненной работы проведено исследование одной из тенденций развития современной медико-биологической практики – применение различных биотелеметрических систем. Оно показало, что за последнее время, достигнут большой прогресс в проектировании подобного рода систем. Применение современных микроконтроллеров и компьютеров позволяет полностью автоматизировать данный вид систем.

В учебном процессе результаты проведённых исследований могут использоваться для чтения дисциплин по направлению «Приборостроение», и дисциплин, связанных с необходимостью разработки медицинских устройств.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бакалов, В.П. Основы биотелеметрии/В.П. Бакалов. - М.: Радио и связь, 2001. - 352 с.
2. Бакалов, В.П. Методы биотелеметрии /В.П. Бакалов. - Л.: Наука, 1983. - 176 с.
3. Бакалов, В.П. Электросвязь в биологии и медицине/В.П. Бакалов. - М.: Радио и связь, 1998. - 176 с.
4. Зенков, Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии): руководство для врачей/Л.Р. Зенков.3-е изд. - М.: МЕДпресс-информ, 2004. - 368 с.
5. Электрокардиография. Издание пятое/В.В. Мурашко, А.В. Струтынский. - М.: МЕДпресс-информ, 2001. - 312 с.
6. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий/Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.А. Филист. - Курск, 1999. - 537 с.
7. Суворов А.В. Клиническая электрокардиография/А.В.Суворов. - Нижний Новгород: Изд-во НМИ, 1993. - 124 с.
8. Чернышев А.Ю. Основы биотелеметрии: лабораторный практикум/А.Ю. Чернышев. - Йошкар-Ола: МарГТУ, 2009. - 172 с.
9. Чернышев А.Ю. Основы биотелеметрии: методические указания к курсовому проектированию для студентов специальности 200402.65/А.Ю. Чернышев. - Йошкар-Ола: МарГТУ, 2008. - 48 с.
10. Егорова И.С., Электроэнцефалография.
11. Электронный ресурс, И.С.Егорова. Л.-1997. Режим доступа: <http://www.volgograd.ru/theme/ medic/diagnostika/eeg/23675. pub> - 17.11.2012.