

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ

**Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«САМАРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»**

**БИОТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ
ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ**

Методические указания к лабораторной работе

САМАРА 2016

УДК 57.087

Составитель: А.А. Федотов

Биотехнические системы электрофизиологических измерений:
Метод. указания / Самар. нац. исследов. ун-т.; сост. А.А. Федотов;
Самара, 2016. 36 с.

В методических указаниях рассмотрены методики построения биотехнических систем электрофизиологических измерений, основанных на регистрации поверхностных потенциалов биоэлектрической активности сердца, головного мозга, периферических мышц. Рассмотрены основные подходы к структурному построению электрофизиологических измерительных средств. Дано описание методики исследования, приведен порядок выполнения работы и требования к отчету.

Методические указания предназначены для бакалавров, обучающихся по направлению 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» и выполняющих лабораторные работы по дисциплине «Биотехнические системы медицинского назначения». Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Табл. 1 Ил. 12. Библиогр. 4 назв.

Рецензент: И.А. Кудрявцев

Цель работы: изучение основных методов регистрации биоэлектрических потенциалов активности различных функциональных систем организма; анализ структурного построения инструментальных средств электрофизиологических измерений.

1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАБОТЫ

Основой жизнедеятельности любого живого организма являются электрические явления, сопровождающие работу клеток и других его структур. Электрические процессы, протекающие в биообъектах, проявляются в изменении как пассивных электрических свойств биологических тканей, органов и систем – импеданса, проводимости, ёмкости, диэлектрической проницаемости, так и активных – величин и параметров биоэлектрических потенциалов, связанных с процессами жизнедеятельности.

Пассивные электрические свойства отражают изменения в проводимости биотканей за счет изменения кровенаполнения, состава и концентрации веществ в них. Биоэлектрические потенциалы, возникающие в живых клетках, органах и тканях человека и животных, отражают тонкие физиологические процессы переноса электрических зарядов, связанные с клеточным метаболизмом и характеризуют функционирование отдельных органов и функциональных систем организма.

Сигналы биоэлектрической активности органов и тканей связаны с наличием в организме сравнительно низкочастотных электрических полей биологического происхождения, вызванных электрохимическими и кинетическими процессами, протекающими в организме. Низкочастотные электрические поля в значительной степени экранируются проводящими тканями биологического объекта с неоднородным распределением электрической проводимости.

Электрические поля являются причиной создания на каждом покрове биоэлектрических потенциалов, при этом можно выделить квазистатический электрический потенциал, имеющийся на определенном участке поверхности, и потенциал, изменяющийся синхронно

с изменением свойств определенного органа или системы при его функционировании.

Таким образом, на каждом покрове будет иметься постоянный потенциал относительно зоны, взятой за базовую, и переменный – который характеризует работу соответствующего органа или функциональной системы. Спектр переменных биосигналов, характеризующих функционирование органов и систем, лежит в полосе частот от долей Гц до единиц кГц. Разность квазистатических потенциалов между участками на кожном покрове человека достигает долей вольта и, в значительной степени, зависит от электродов, с помощью которых они регистрируются. Разность переменных потенциалов оценивается в диапазоне от мкВ до десятков мВ.

Наибольшую диагностическую ценность имеют переменные биосигналы, характеризующие функционирование сердца, центральной нервной системы, опорно-двигательного аппарата, состояние нервно-мышечной проводимости и др. Приведем краткую характеристику некоторых из них.

1.1. Электрофизиологические сигналы и их особенности

Электрокардиографический (ЭКГ) сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи возникающее под действием биоэлектрической активности сердца.

На рисунке 1 приведен фрагмент ЭКГ сигнала, зарегистрированного в 12 отведениях у здорового человека в нормальных условиях. Диапазон изменений амплитуды ЭКГ сигнала составляет 0,3...3,0 мВ; частотный диапазон сигнала составляет – 0,05...300 Гц.

Регистрация и обработка ЭКГ сигнала используется в кардиологической диагностике для контурного, в том числе и визуального анализа сигнала на коротких записях, автоматизированного поиска и идентификации аномальных участков сигнала при длительной записи (системы Холтеровского мониторинга), определении показателей variability ритма сердца.

В системах клинического мониторинга ЭКГ сигнал используется для отображения на экране монитора с целью визуального наблюдения сигнала в нескольких отведениях, диагностики нарушений ритма, для слежения за показателями variability сердечного ритма, отражающими состояние регуляторных процессов в организме.

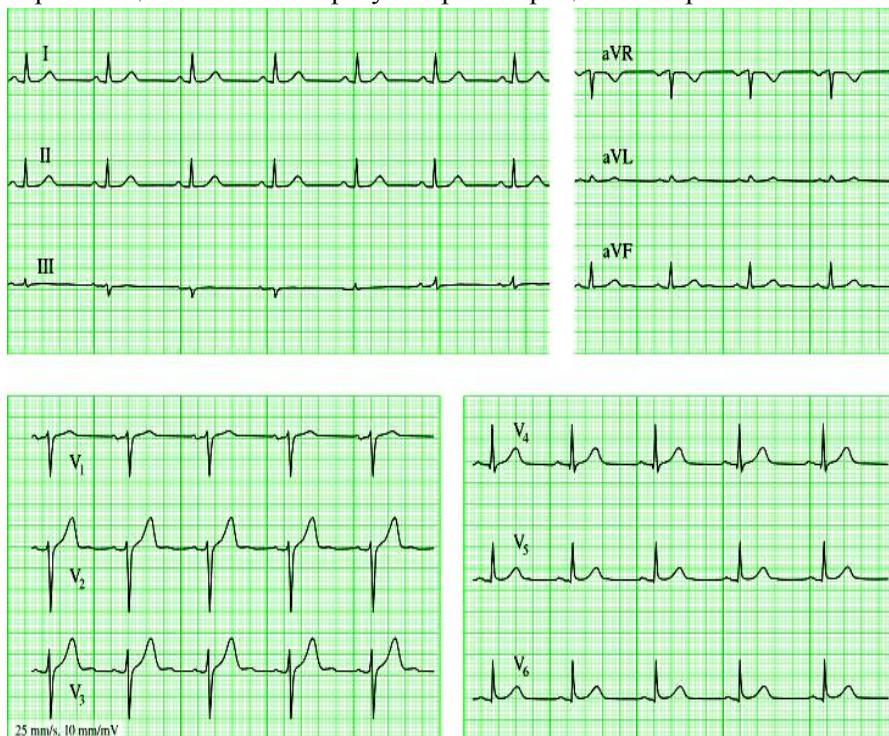


Рисунок 1 – ЭКГ сигнал в норме, зарегистрированный в 12 отведениях

Магнитокардиографический сигнал представляет собой изменение во времени магнитного поля, возникающего вследствие биоэлектрической активности сердца. Регистрируется бесконтактно с помощью магнитометров, преобразующих интенсивность магнитного поля в электрический сигнал. Магнитокардиографический сигнал используется в кардиологической диагностике, в частности, в перинатологии, для контурного визуального анализа сигнала на коротких записях, а также для картирования распределения магнитного поля по сердцу.

Электроэнцефалографический (ЭЭГ) сигнал – представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи головы возникающее под действием биоэлектрической активности центральной нервной системы. Диапазон изменений амплитуды ЭЭГ сигнала составляет 0,002...0,3 мВ; частотный диапазон сигнала составляет – 0,1...100 Гц. На рисунке 2 приведены фрагмент 8-канальной регистрации ЭЭГ сигнала.

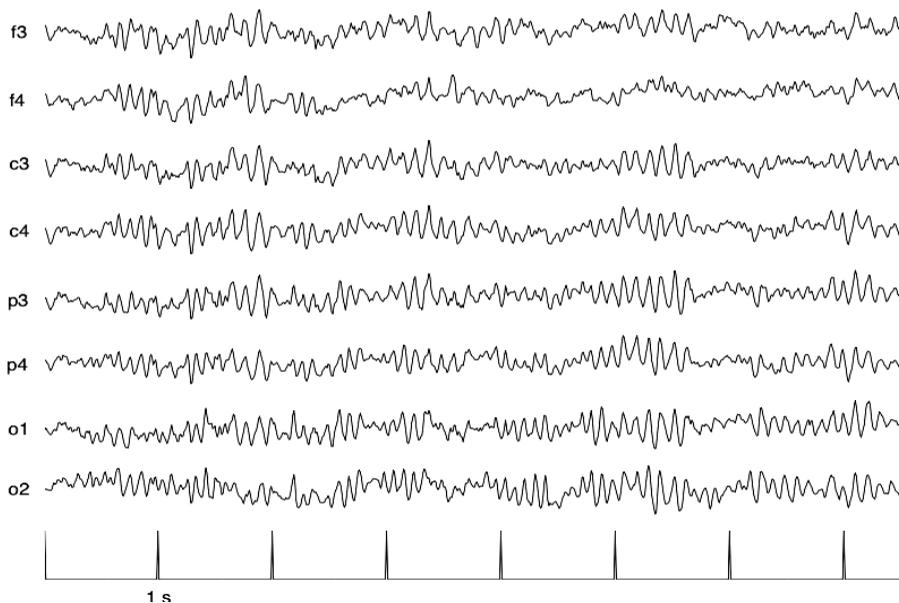


Рисунок 2 – Фрагмент многоканальной регистрации ЭЭГ сигнала

Регистрация и анализ ЭЭГ сигналов используется в диагностике функционального состояния мозга и его отдельных участков, в основном, путем топографического анализа амплитуд отдельных частотных компонент сигнала, называемых ритмами, на коротких записях. Основными ритмами ЭЭГ сигнала являются: альфа-ритм (8...13 Гц), бета-ритм (13...35 Гц) и гамма-ритм (35...80 Гц).

Электроэнцефалография применяется при мониторинге активности центральной нервной системы, в частности, при определении глубины анестезии с помощью биспектрального анализа ЭЭГ сигнала, а также путем оценки вызванных аудиторных биопотенциалов мозга.

ЭЭГ сигнал также находит применение в системах человеко-машинных интерфейсов для передачи данных от человека-оператора к управляемому с помощью биосигналов автоматизированному машинному комплексу.

Электрокортикографический сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков головного мозга с помощью электродов отводящих биопотенциалы непосредственно от коры головного мозга. Диапазон изменения амплитуды сигнала составляет 0,01...0,2 мВ, частотный диапазон составляет 0,3...80 Гц.

Электрокортикографический сигнал используется в исследованиях и детальной диагностике функционального состояния мозга и его отдельных участков, в основном, путем топографического контурного анализа сигнала на коротких записях.

Электромиографический сигнал (ЭМГ) представляет собой изменение во времени электрического потенциала мышц. Регистрируется с помощью электродов накладываемых на кожу в проекции исследуемых мышц. Диапазон изменения амплитуды сигнала составляет 0,02...3,0 мВ, частотный диапазон составляет 0,1...1000 Гц.

Регистрация и обработка ЭМГ сигнала используется в диагностике функционального состояния нервно-мышечной проводимости, состояния опорно-двигательного аппарата в основном, путем анализа топографии и амплитуды сигнала на коротких записях. Используется при исследовании выраженности Н-рефлекса, также применяется при мониторинге нервно- мышечной проводимости во время наркоза.

Электроокулографический сигнал представляет собой изменение во времени корнеоретинального электрического потенциала, вызываемого движением глазного яблока. Регистрируется с помощью электродов накладываемых на кожу в области век. На рисунке 3 приведены электроокулографические сигналы, записанные одновременно с ЭЭГ сигналом и ЭМГ сигналом напряжения мышц подбородка.

Диапазон изменения амплитуды электроокулографического сигнала составляет 0,01...0,2 мВ, частотный диапазон составляет 0,1...7 Гц. Электроокулографические сигналы используется в диагно-

стике функционального состояния вестибулярного аппарата у человека, путем топографического контурного анализа сигнала на коротких записях, в частности, для диагностики нистагма, характеризующего нарушения нормального функционирования организма на вестибулярные воздействия.

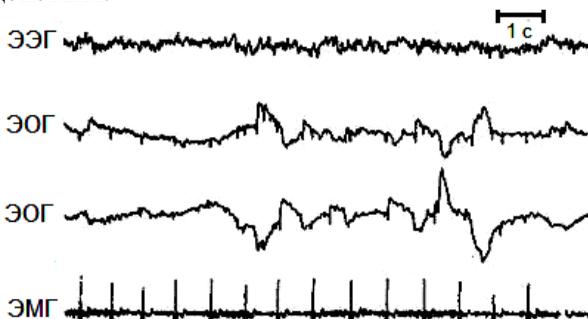


Рисунок 3 – Сон с быстрым движением глаз. Сверху вниз: ЭЭГ сигнал; электроокулограмма обоих глаз; ЭМГ сигнал напряжения мышц подбородка

Электрогастрографический сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала, возникающего при работе желудочно-кишечного тракта. Регистрируется с помощью электродов накладываемых на кожу передней брюшной стенки. На рисунке 4 приведены записи электрогастрографического сигнала человека, записанные до и после лечения язвенной болезнью желудка.

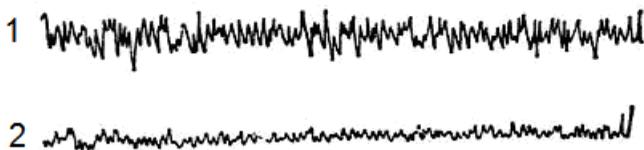


Рисунок 4 – Электрогастрограммы больного язвенной болезнью желудка: 1 — до лечения; 2 — после лечения

Диапазон изменения амплитуды электрогастрографического сигнала составляет 0,2...1,0 мВ, частотный диапазон составляет 0,05...2,0 Гц. Электрогастрография используется в диагностике функционального состояния желудочно-кишечного тракта, в основном, путем топографического контурного анализа сигнала на коротких записях.

Сигнал **кожногальванической реакции (КГР)** (по Тарханову) представляет собой медленное изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи в ответ на психологические тесты. По Фере КГР проявляется в изменении электрокожного сопротивления. КГР связывают с секреторной деятельностью потовых желез, расположенных под электродами и контролируемые непосредственно ЦНС. На рисунке 5 приведен сигнал КГР человека, зарегистрированного во время игры в шахматы, в нижней части рисунка приведены сопровождающие решение речевые рассуждения: 1 – “Ага, а если мы пойдем слонем”; 2 – “Слон на В6, отлично!”; 3 – “Поле С7 перекрыто”. Резкое падение сопротивления кожи является показателем эмоциональной активации в момент принятия решения.

Диапазон изменения амплитуды сигнала КГР составляет 0,1...2 мВ, частотный диапазон составляет 0,1...10 Гц. Регистрация и обработка сигнала КГР используется в диагностике психоэмоционального состояния человека путем контурного анализа сигнала на коротких записях.

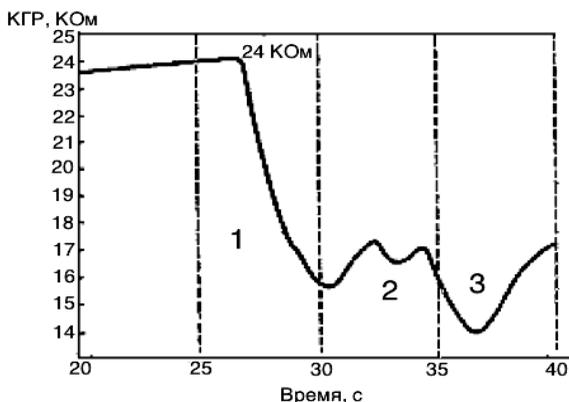


Рисунок 5 – Динамика КГР в процессе решения мыслительной задачи

Наибольшее распространение в системах медицинской диагностики получили методы регистрации и обработки сигналов биоэлектрической активности сердца, головного мозга и периферических мышц. Рассмотрим более подробно особенности формирования данных биомедицинских сигналов электрофизиологической природы.

1.2. Особенности формирования ЭКГ сигнала

Первые электрокардиограммы были записаны Габриелем Липпманом с использованием ртутного электрометра. Кривые Липпмана имели монофазный характер, лишь отдалённо напоминая современные ЭКГ.

Опыты продолжил Виллем Эйнтховен, сконструировавший прибор – струнный гальванометр, позволявший регистрировать истинную ЭКГ. Он же придумал современное обозначение зубцов ЭКГ и описал некоторые нарушения в работе сердца. В 1924 году ему присудили Нобелевскую премию по медицине. Первая отечественная книга по электрокардиографии вышла под авторством русского физиолога А. Самойлова в 1909 г.

Регистрация и анализ ЭКГ сигнала является золотым стандартом кардиологической диагностики, позволяют диагностировать такие патологические состояния сердечно-сосудистой системы, как нарушение функции синусового узла, наличие эктопических ритмов, гипертрофия и острые перегрузки различных отделов сердца, нарушения проводимости импульсов (блокады), нарушение коронарного кровоснабжения, ишемическую болезнь сердца, трепетание и фибрилляцию предсердий и желудочков и ряд других.

Особый интерес в медицинской практике представляет многоканальная регистрация ЭКГ сигнала с динамической нагрузкой, для создания которой можно использовать дозированную ходьбу, велоэргометрические тесты или тредмил-тесты. Для проведения двух последних проб необходимо устройство, создающее нагрузку – велоэргометр или тредмил – движущаяся дорожка. Пробы с физической нагрузкой являются наиболее точными для повседневной диагностики ишемической болезни сердца, диагностическая точность таких проб достигает 90 – 98%.

Одной из разновидностью регистрации ЭКГ сигнала является Холтеровское мониторирование – длительная регистрация ЭКГ (24 – 48 часов) на фоне воздействия факторов повседневной жизни: выполнение бытовой, профессиональной нагрузки с помощью модифицированных грудных отведений.

Морфология ЭКГ сигнала представляется относительно сложной, на фрагменте ЭКГ сигнала можно выделить 5 зубцов: P, Q, R, S, T; иногда можно увидеть малозаметную волну U (рисунок 6). Зубец P отображает процесс охвата возбуждением миокарда предсердий, комплекс QRS – систолу желудочков, сегмент ST и зубец T отражают процессы реполяризации миокарда желудочков.

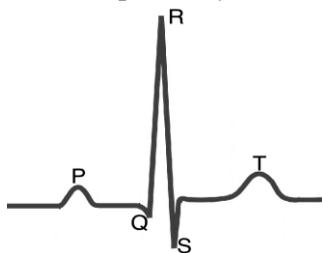


Рисунок 6 – Фрагмент ЭКГ сигнала (кардиокомплекс)

Процесс реполяризации – фаза, во время которой восстанавливается исходный потенциал покоя мембраны клетки после прохождения через неё потенциала действия. Во время прохождения импульса происходит временное изменение молекулярной структуры мембраны, в результате которого ионы могут свободно проходить через неё. Во время реполяризации ионы диффундируют в обратном направлении для восстановления прежнего электрического заряда мембраны, после чего клетка бывает готова к дальнейшей электрической активности.

ЭКГ сигнал относится к квазипериодическим сигналам с периодом следования кардиокомплексов (определяемых по R-R интервалам) 0,2 – 3 с; диапазон амплитуд сигнала 0,03 – 5 мВ; частотный диапазон сигнала 0,05 – 300 Гц.

Амплитудно-временные характеристики зубцов ЭКГ сигнала являются важными диагностическими признаками, поэтому очень важно иметь представление об их значениях в норме. Амплитуда P зубца составляет порядка 0,05 – 0,25 мВ; амплитуда R зубца составляет порядка 0,3 – 3 мВ; амплитуда T зубца находится в диапазоне от 0,25 до 0,6 мВ; амплитуда зубца Q не превышает 0,2 мВ. Длительность зубца P составляет диапазон 0,08 – 0,11 с; длительность QRS-

комплекса находится в диапазоне 0,06 – 0,1 с; длительность ST-сегмента – от 0,1 до 0,15 с.

При выборе типа и схемы усилителя ЭКГ сигнала рекомендуется учитывать, что входное напряжение лежит в пределах 0,03 – 5 мВ. Нижнее значение входного напряжения не должно быть ниже пороговой чувствительности усилителя, определяемой уровнем внутренних шумов, приведенных ко входу: обычно напряжение шумов современных усилителей не превышает 10 – 30 мкВ. Наиболее информативная часть ЭКГ сигнала занимает полосу частот 0,1 – 120 Гц, при этом в практической диагностике зачастую ограничиваются диапазоном 0,5 – 50 Гц, в частности, в системах мониторинга сердечного ритма. При построении аналоговых каналов регистрации ЭКГ сигнала рекомендуется использовать электронные схемы с полным входным сопротивлением не менее 5 – 10 МОм, а постоянный ток в цепи пациента необходимо поддерживать на уровне не более 0,1 мкА.

В клинической практике применяется стандартная 12-канальная система регистрации ЭКГ сигнала, использующая четыре отведения от конечностей и грудные отведения в шести позициях (рисунок 7).

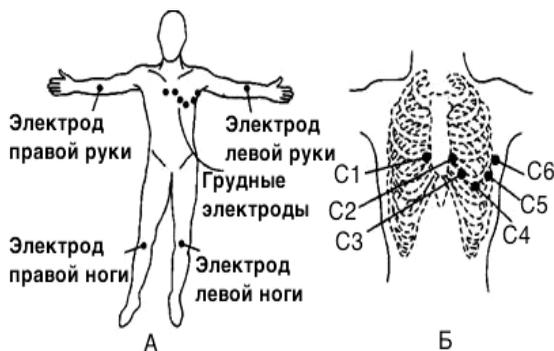


Рисунок 7 – Расположение электродов при регистрации ЭКГ сигнала
(А – электроды на конечностях, Б – грудные электроды)

Общепринято использовать следующие буквенные обозначения ЭКГ электродов: L – электрод располагаемый на левой руке; R – на правой руке; F – на левой ноге. Электрод, располагаемый на правой ноге является нейтральным и буквенного обозначения не имеет.

Условная нулевая точка или центральная терминаль Вильсона формируется как комбинация отведений с правой руки, левой руки и левой ноги и используется в качестве опорной точки для регистрации сигнала с грудных отведений.

Регистрация разности потенциалов с конечностей используется для получения стандартных отведений, обозначаемых как I, II и III, которые определяются следующим образом:

$$I=L-R; \quad II=F-R; \quad III=F-L.$$

Усиленные отведения от конечностей известны как aVR (усиленное отведение от правой руки), aVL (усиленное отведение от левой руки) и aVF (усиленное отведение от левой ноги). Усиленные отведения от конечностей определяются следующим образом:

$$aVR = R - \frac{L+F}{2}, \quad aVL = L - \frac{R+F}{2}, \quad aVF = F - \frac{R+L}{2}.$$

Грудные отведения формируются следующим образом:

$$\begin{aligned} V1 &= C1 - \frac{R+L+F}{3}; & V4 &= C4 - \frac{R+L+F}{3}; \\ V2 &= C2 - \frac{R+L+F}{3}; & V5 &= C5 - \frac{R+L+F}{3}; \\ V3 &= C3 - \frac{R+L+F}{3}; & V6 &= C6 - \frac{R+L+F}{3}; \end{aligned}$$

Несмотря на свою избыточность, система из 12 отведений используется как основа для стандартных клинических исследований ЭКГ сигнала и является наиболее распространённой.

В настоящее время в медицинских учреждениях используется широкая номенклатура электрокардиографов различных типов, которые можно классифицировать на три условные группы:

- электрокардиографы без применения микропроцессорной техники;
- электрокардиографы с применением микропроцессорной техники;
- электрокардиографы, использующие в своем составе персональные компьютеры, включая компьютерные кардиомониторы.

В состав типового электрокардиографа с перьевой записью ЭКГ сигнала входят: коммутатор отведений, усилитель ЭКГ сигнала, детектор сетевых помех, источник питания, калибратор, система управ-

ления печатающим пером, двигатель для протягивания бумажной ленты, систему информационной индикации.

Компьютерные электрокардиографы включают в себя: коммутатор отведений, усилитель ЭКГ сигнала, аналого-цифровой преобразователь, микропроцессор, ОЗУ, ПЗУ, ЖК-дисплей, панель управления, преобразователь интерфейсов для связи с ПК.

Усилитель ЭКГ сигнала состоит из предварительного дифференциального усилителя, набора фильтров верхних, нижних частот, режекторной фильтрации, дополнительного усилителя для подавления синфазных помех (драйвер нейтрального электрода), одного или нескольких усилителей переменного напряжения.

В настоящее время в медицинском приборостроении наблюдается четкая тенденция переноса ряда вспомогательных функций, таких как обнаружений QRS-комплексов, фильтрация ЭКГ сигнала, детектирование сетевой помехи, с аналогового варианта реализации на уровень программного обеспечения. Использование достаточно мощных микроконтроллеров, многоканальных сигма-дельта АЦП с широким амплитудным динамическим диапазоном и программно управляемыми фильтрами делает аппаратную часть электрокардиографов минимальными.

Все большее распространение в клинической практики получают компьютерные системы электрокардиографии, представляющие собой приборно-компьютерные системы, основными элементами которой являются персональная ЭВМ общего назначения со специализированным программным обеспечением, блок регистрации ЭКГ сигнала и модуль сопряжения регистратора с ЭВМ.

1.3. Особенности формирования ЭЭГ сигнала

Начало изучению электрических процессов мозга было положено Д. Реймоном в 1849 году, который показал, что мозг, также как нерв и мышца, обладает электрогенными свойствами. Начало электроэнцефалографическим исследованиям положил В.В. Правдич-Неминский, опубликовав в 1913 году первую электроэнцефалограмму записанную с мозга собаки. В своих исследованиях он использовал

струнный гальванометр, также как и Эйнтховен в своих работах оп исследованию ЭКГ сигнала.

Первая запись ЭЭГ человека получена немецким психиатром Гансом Бергером в 1928 году. Он же предложил запись биотоков мозга называть электроэнцефалограммой. Работы Бергера, а также сам метод энцефалографии получили широкое признание лишь после того как в 1934 года Эдриан и Мэттьюс впервые убедительно продемонстрировали «ритм Бергера» на собрании Физиологического общества в Кембридже.

Анализ ЭЭГ сигнала, представляющего собой изменение биопотенциалов, регистрируемых с электродов размещенных на поверхности головы, является одним из основных способов клинических исследований головного мозга и нервной системы человека. Регистрация и обработка сигнала ЭЭГ могут быть использованы для изучения нервной системы, мониторингового наблюдения стадий сна, биологической обратной связи и управления, а также для диагностики таких заболеваний как эпилепсия.

Технические средства электроэнцефалографии отличаются тем, что они должны обеспечивать регистрацию биосигналов, амплитуда которых на один-два порядка меньше, чем амплитуда ЭКГ сигнала, при использовании существенно большего количества электродов.

В клинической практике для сравнительного анализа активности различных отделов мозга используется одновременная запись нескольких каналов ЭЭГ с разных участков головы человека. Наиболее распространённой системой формирования отведений ЭЭГ сигнала является так называемая система электродов “10-20” (рисунок 8).

Данное наименование отражает то обстоятельство, что электроды располагаются вдоль центральной линии со значениями шагов 10, 20, 20, 20, 20 и 10% от общего расстояния между носом и затылком; остальные цепочки электродов также располагаются в позициях соответствующих аналогичным долям расстояния.

Отличительной особенностью ЭЭГ сигнала является наличие нескольких типов ритмической активности с различными спектраль-

ными и амплитудными характеристиками. Параметры основных ритмов или волн ЭЭГ сигнала приведены в таблице 1.

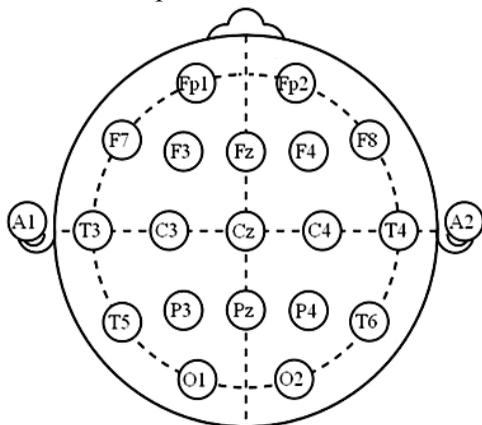


Рисунок 8 – Система наложения электродов ЭЭГ “10-20”

Ритмы ЭЭГ сигнала связаны с различными физиологическими и ментальными процессами, происходящими в организме человека.

Таблица 1 – Параметры основных ритмов ЭЭГ сигнала

Параметр	α -ритм	β -ритм	θ -ритм	δ -ритм	γ -ритм
Частота, Гц	8...13	14...40	3...7	0,5..3	40...100
Амплитуда, мкВ	50...100	5...50	140...250	40...300	5...50

На рисунке 9 приведены фрагменты записи ЭЭГ сигнала, содержащие различные ритмы с описание состояния организма здорового человека при котором была получена запись биосигнала.

α -ритм является основным ритмом покоя и характерен для взрослого бодрствующего человека в состоянии покоя. Волны α -ритма заменяются более низкочастотными ритмами на различных стадиях сна: θ -ритм появляется на начальной стадии сна, δ -ритм проявляется на стадии глубокого сна. Высокочастотные β -ритмы проявляются как фоновая активность в состоянии напряжения или возбуждения.

Подавление или отсутствие нормального (ожидаемого) ритма в определенном состоянии человека может означать нарушение нормы. Присутствие медленного θ -ритма или δ -ритма у бодрствующего чело-

века может рассматриваться как нарушение нормы. Очаговые повреждения мозга и опухоли приводят к аномальным медленным волнам в соответствующих зонах.

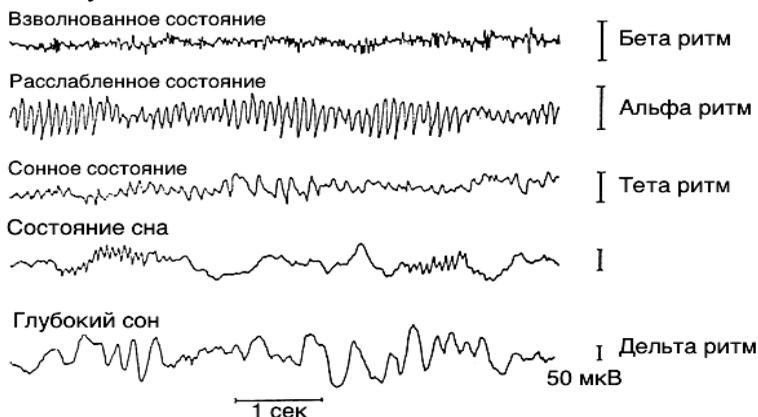


Рисунок 9 – Различные ритмы ЭЭГ сигнала

В записи ЭЭГ сигнала могут регистрироваться так называемые спайк-волны, представляющие собой резкий всплеск напряжения острой конечной формы длительностью 5...50 мс с амплитудой до сотен и тысяч микровольт. Спайк-волны чаще всего группируются в множественные комплексы и означают присутствие эпилептогенных зон в соответствующих участках головного мозга.

Анализ характеристик ЭЭГ сигнала показал, что предварительные усилители ЭЭГ-систем должны обеспечить работу с сигналами, амплитуда которых изменяется в очень широких пределах: от 5 до 300 мкВ при возможном наличии спайк-комплексов с амплитудой до нескольких тысяч микровольт. По сравнению с усилителями ЭКГ сигнала амплитуда большинства ритмов ЭЭГ сигнала намного меньше, а сопротивление электродов больше, поэтому предварительные усилители ЭЭГ сигнала должны обеспечивать **большие** коэффициенты подавления синфазных помех, меньший уровень помех, приведённых ко входу усилителя, и иметь **большие** входные сопротивления, чем предварительные усилители ЭКГ сигналов. Полоса пропускания ЭЭГ усилителей, как правило, составляет диапазон от 0,1 Гц до 100 Гц.

При регистрации ЭЭГ сигнала используются несколько систем отведений: одноканальные системы обычно используются для оценки общего функционального состояния головного мозга; многоканальную регистрацию энцефалограмм, поступающих с разных отделов мозга, применяют для выявления локализованного очага. Обычно число каналов регистрации ЭЭГ сигнала составляет 8, 16 или 32.

Различают три способа подключения электродов к предварительному усилителю: однополюсной (униполярный); униполярный с опорной точкой, образованной соединением всех электродов; а также биполярный. При униполярном отведении регистрируют изменения потенциалов относительно общей (опорной) точки, в качестве которой часто используют соединенные между собой электроды, расположенные на ушной раковине. Во втором случае опорную точку создают, соединяя между собой все электроды через одинаковые резисторы. При биполярном отведении регистрируют разность биопотенциалов между парами точек отведения. Такой вариант позволяет наиболее точно локализовать отдельные вспышки биоэлектрической активности головного мозга.

В простейшем варианте исполнения автономный электроэнцефалограф содержит электродную систему, коммутатор отведений, калибратор, усилитель биопотенциалов, регистратор и лентопротяжный механизм. Основным отличием электроэнцефалографов от электрокардиографов является более сложная схема усилителя биопотенциалов, что обусловлено необходимостью усиления сигналов небольшой амплитуды при достаточно высоком уровне помех и величине кожно-электродного импеданса.

Большинство современных систем для электроэнцефалографических исследований представляют собой компьютерные комплексы, решающие задачи анализа фоновой ЭЭГ активности, количественной оценки присутствующих ритмов и специфических паттернов, оценку вызванной активности.

Частотный анализ ЭЭГ сигнала является основным инструментом выделения активности различных ритмов и оценки их пара-

метров. Частотный анализ выполняется с помощью набора фильтров или с использованием методов спектрального анализа.

Фильтрация ЭЭГ сигналов осуществляется полосовыми фильтрами, полоса пропускания которых соответствует спектру физиологическим ритмам (α - θ - δ - β -ритмы). Данный подход обеспечивает возможность оценки степени выраженности различных ритмов и анализируемого ЭЭГ сигнала, а также их изменение во времени и при различных воздействиях. Пространственные соотношения биоэлектрической активности мозга исследуют в форме топографических карт головы, критерием построения которых является изменение различных параметров ритмов ЭЭГ сигнала: амплитуда, фаза и период.

Спектральный анализ ЭЭГ сигнала с использованием преобразования Фурье позволяет получать энергетический спектр, отражающий распределение мощности по частотам, и взаимный спектр, позволяющий судить о связи процессов и их фазовых соотношениях. При анализе спектра мощности чаще всего используют такие параметры, как: среднюю частоту спектра, эффективную полосу частот, характеризующую степень размытости спектра относительно средней частоты, среднюю мощность.

Для оценки выраженности отдельных частотных компонентов ЭЭГ сигнала вычисляют отношение амплитуды каждого пика, выделенного в спектре, к средней мощности, что дает возможность количественно оценивать соотношение данного ритма с другими частотными составляющими ЭЭГ сигнала, а также сопоставлять степень выраженности анализируемой частоты в разных отделах мозга.

При корреляционном анализе фоновой активности исследуют как автокорреляционные, так и корреляционные функции. Построение и анализ автокорреляционной функции позволяет выделить гармонические колебания в квазипериодических сигналах, как ЭЭГ или ЭКГ сигнал. Вычисление корреляционной функции двух ЭЭГ сигналов, полученных с различных отведений, позволяет оценить степень связи биоэлектрических процессов в разных участках головного мозга, временные сдвиги зависимости между процессами и выделять общие периодические составляющие.

Периодометрические методы более простые и позволяют осуществлять обработку ЭЭГ сигнала в режиме реального времени. К данной группе методов прежде всего относится представление ЭЭГ сигнала в виде элементарных колебаний, характеризуемых определённой длительностью и амплитудой. Выделение этих волн производится различными способами: по пересечению нулевой линии, по локальным экстремумам, по последовательности локальных экстремумов, и дополнительным ограничениям, связанными с относительной амплитудой и местоположением данных колебаний.

В результате использования методов сегментации ЭЭГ сигнала определяются средняя амплитуда, средняя частота, соотношение медленных и быстрых компонентов ЭЭГ сигнала. Более полную информацию о типе фоновой активности можно получить, рассматривая наряду с пересечениями нулевой линии изучаемым электрофизиологическим процессом, пересечения нулевой линии ее производными.

Особое значение для клинических исследований имеет распознавание и анализ функционально значимых паттернов, например, в случае контроля появления эпилептических спайков одновременно по всем каналам регистрации ЭЭГ сигнала. Основным методом автоматического распознавания паттернов является использование оптимальной или корреляционной фильтрации сигналов.

Особый интерес в системах анализа биоэлектрической активности головного мозга представляют регистрация и обработка вызванные потенциалы. Вызванный потенциал (ВП) – электрическая реакция мозга на внешний раздражитель или на выполнение умственной (когнитивной) задачи. Наиболее широко используемыми раздражителями являются визуальные для регистрации зрительных ВП, звуковые – для регистрации аудиторных ВП и электрические – для регистрации соматосенсорных ВП. Запись ВП производится при помощи ЭЭГ электродов, расположенных на поверхности головы.

Амплитуда ВП (5-15 мкВ) гораздо меньше амплитуды ЭЭГ в состоянии бодрствования (20-70 мкВ), поэтому для выделения ВП проводят синхронное усреднение сигнала: стимул предъявляется несколько раз, после чего производится суммирование отрезков ЭЭГ

сигнала, которые следуют сразу после предъявления стимула. В результате постоянные компоненты ВП суммируются и выделяются, а «случайные» компоненты ЭЭГ, присутствующие при записи во время регистрации ВП, нивелируются. Соотношение сигнал/шум при выделении ВП из ЭЭГ находится в прямой зависимости от квадратного корня из количества поданных стимулов. Основными показателями при обработке ВП являются латентность, продолжительность и амплитуда регистрируемого отклика.

Обработка ВП головного мозга предъявляет очень жесткие требования к аппаратной части аналогового тракта регистрации: частотный диапазон ВП может достигать величины в несколько кГц, при очень малой амплитуде отклика, находящейся в зоне нечувствительности большинства усилителей. Достоверное определение параметров ВП удовлетворяются при использовании высококачественных малошумных, прецизионных усилителей, имеющих очень высокое входное сопротивление (100 МОм и выше), АЦП высокой разрядности (преимущественно сигма-дельта архитектура с разрядностью выше 16 бит), а также при тщательной программной реализации большинства этапов обработки.

1.4. Особенности формирования ЭМГ сигнала

Электромиография представляет метод исследования функционирования нейромышечной системы путем регистрации биопотенциалов, возникающих при ее работе. Биопотенциалы с поверхностных мышц обычно снимаются с помощью накожных электродов. Поверхностная электромиограмма характеризует общий уровень активности и тонуса отдельных мышц или групп мышц как в состоянии покоя, так и при различных видах мышечных напряжений. В 1907 году немецкий учёный Г. Пипер впервые применил метод электромиографии по отношению к человеку.

Для получения сигнала большей амплитуды и исследования группы мышечных волокон, иннервируемых одним мотонейроном, применяют вкальываемые в биоткань игольчатые электроды, которые вводятся, как правило, внутримышечно. С помощью игольчатых элек-

тродов хорошо регистрируется потенциал двигательных единиц, формируемый мышечными волокнами, входящими в состав конкретной двигательной единицы при выполнении соответствующих двигательных действий. Форма потенциала двигательных единиц представляет собой всплески-колебания электрического потенциала, имеющего характерную форму (рисунок 10).

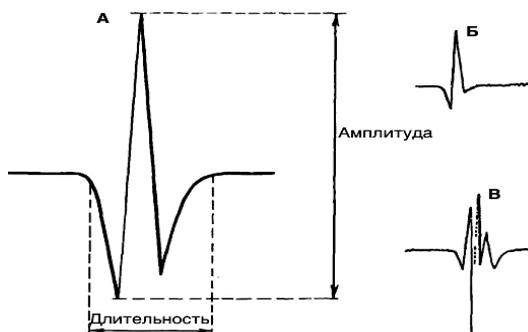


Рисунок 10 – Потенциал двигательной единицы (А – идеализированная форма, Б – здорового человека, В – больного человека)

Основными параметрами потенциала двигательных единиц для диагностики являются амплитуда и длительность; типовая значения в состоянии нормы составляют: для амплитуды от 0,3 до 1,5 мВ; для длительности от 3 до 12 мс. В зависимости от силы сокращения потенциалы следуют с частотой от 5 до 60 Гц.

При разработке усилителей ЭМГ необходимо учитывать следующие особенности:

- 1) при исследовании ЭМГ с помощью внутримышечных электродов амплитуда изменяется от 0,3 до 100 мВ;
- 2) сопротивление тонких внутримышечных электродов велико, что требует очно высокого входного сопротивления усилителя, составляющего значения нескольких сотен МОм;
- 3) при использовании накожных электродов амплитуда сигнала находится в диапазоне от 0,1 до 1 мВ, электродное сопротивление не превышает нескольких десятков кОм, в зависимости от типа электродов, их площади и места наложения.

Различные типы электромиограмм занимают полосу частот от 1 до 2000 Гц. Усилитель ЭМГ сигнала должен обладать устойчивостью во всем частотном диапазоне, иметь большое входное сопротивление, низкий уровень напряжения внутренних шумов, приведённых ко входу, и широкий динамический диапазон по амплитуде, что может достигаться путем использования механизмов переключения коэффициентов усиления.

Отличительной особенностью реализации электромиографов является то, что регистрируемый сигнал для количественной оценки мышечной активности должен интегрироваться (усредняться) программными или аппаратными способами. Типичный компьютерный электромиограф включает в себя различные виды электродов, систему коммутации отведений, усилитель биопотенциалов, АЦП, микроконтроллер и устройство сопряжения с ПК.

В состав серийных миографов зачастую также входят различные виды электростимуляторов, которые позволяют проводить обследование нейромышечного аппарата человека не только в состоянии покоя или произвольного движения, но и определять реакцию на искусственное электрическое раздражение. Термин “электронейромиография” характеризует методы изучения вызванных потенциалов мышц (стимуляционная электромиография) и нерва (стимуляционная электронейромиография).

При подаче на мышцу электрического импульса, величина которого достаточна для возбуждения всего двигательного комплекса, все мышечные волокна сокращаются одновременно, формируя биопотенциалы возбужденных волокон. В результате будет зарегистрирована сравнительно четкая равнодействующая, длительностью около 10 мс. Без внешней электростимуляции, например при движении человека, возбуждение двигательных комплексов будет происходить в разное время из-за различной скорости распространения импульсов в отдельные волокна, поэтому равнодействующая будет иметь большую длительность (порядка 100 мс), форма будет мене четкой, а амплитуда намного меньше.

Вызванные потенциалы отводятся с помощью электродов, расположенных на известном расстоянии друг от друга, зная расстояние между электродами и разницу во времени между сигналами, можно рассчитать скорость распространения возбуждения у отдельных мышц. Для здоровых людей эта величина находится в диапазоне от 40 до 60 м/с; для больных людей наблюдается снижение величины до 10 м/с.

При необходимости определения рефрактерной фазы мышц (латентный период) применяют раздражение двумя импульсами. Если второй импульс слишком быстро следует за первым, то мышца находится в рефракторном состоянии и на новое раздражение не реагирует. Если время между импульсами увеличивать, то за некоторое значение времени, которое называют критическим, мышца сможет воспринять пару импульсов как два самостоятельных импульса. критическое время для здорового человека составляет от 60 до 200 мс.

В большинстве электростимуляторов, используемых в составе электромиографов для функциональной диагностики нейромышечного аппарата, формируются прямоугольные импульсы, частота которых может меняться от 1 Гц до 20 кГц; длительность электрического импульса изменяется от 0,05 до 2 мс. Величина напряжения плавно регулируется от 0 до 100...500 В; импульсы могут быть как одиночными, так и следовать пачками, длительность следования пачки составляет 500...1000 мс.

1.5. Особенности формирования сигнала кожно-гальванической реакции

Сигнал кожно-гальванической реакции (КГР) представляет собой изменение электрических параметров кожи на раздражители различной модальности: электрические, световые, звуковые, информационные и т.д. Регистраторы КГР используются при реализации полиграфов или так называемых “детекторов лжи”. Наиболее информационным сигналом при решении различных задач психофизиологии является изменение проводимости кожи человека на постоянном токе.

Сигнал КГР, получаемый при измерении проводимости кожи на постоянном токе, разделяется на тоническую и физическую составляющие или на фоновый уровень и реакцию. Данные компоненты КГР сигнала считаются относительно независимыми друг от друга.

Тоническая составляющая обусловлена постоянно существующей фоновой проводимостью кожи, которая медленно изменяется во времени. Фазическая составляющая – быстро протекающие изменения проводимости кожи, возникающие на фоне тонической составляющей в результате воздействия различных раздражителей. Величина фазической составляющей составляет несколько процентов от тонической. Основная часть энергии тонической составляющей находится в полосе частот от 0 до 0,5 Гц, а фазической – в полосе частот от 0,05 до 25 Гц.

Инструментальные средства регистрации сигнала КГР состоят из стимулятора, вырабатывающего серии импульсов звукового раздражения (возможны варианты с выработкой импульсов светового раздражения, электрического и т.п.), преобразователя проводимости в напряжение, блока разделения сигналов на тоническую и фазическую составляющие (например, на базе фильтров верхних частот), фильтра нижних частот для подавления сетевых и импульсных помех, АЦП и микроконтроллера, а также самописца для записи зарегистрированных сигналов на бумагу или печатающего устройства.

1.6. Особенности регистрации биопотенциалов с поверхности тела человека

Процессу регистрации биопотенциалов с поверхности тела человека свойственно присутствие помех различной природы возникновения: помехи, происхождение которых обусловлено электродами, помехи физической природы, связанные с воздействием окружающих электромагнитных помех и помехи биологической природы, связанные с движением и дыханием обследуемого, а также с наличием нежелательной биоэлектрической активности, производимой от не исследуемого в данный момент органа или функциональной системы.

Существует два основных источника помех, природа которых связана с электродами: кожно-электродный импеданс и электродные потенциалы, подразделяющиеся на контактные и поляризационные.

Первый источник помех обусловлен сопротивлением электрод-кожа, а также нестабильностью этого сопротивления. На низких частотах сопротивление электрод-кожа можно считать активным, изменяющимся от нескольких десятков кОм до единиц МОм. Сопротивление не подготовленного, но смазанного гелем участка кожи размером 1 см^2 в различных частях тела на частоте 1 Гц варьируется от 10 кОм до 1 МОм, на частоте 100 кГц составляет около 220 Ом, а на частоте 1 МГц – 120 Ом.

Для уменьшения кожно-электродного импеданса кожа в области установки электродов обезжиривается смесью спирта и эфира. Electrodes покрываются токопроводящей пастой, представляющей собой электролит, диффундирующий в поры кожи и заполняющий свободные места под электродом. Паста позволяет обеспечивать длительное время хорошую проводимость.

Разброс и нестабильность переходного сопротивления кожа-электрод вызывают разбаланс входных цепей усилителя и резкое увеличение амплитуды синфазной помехи, связанной с сетью питания. Межэлектродное сопротивление соответствует внутреннему сопротивлению источника биоэлектрического сигнала и включает в себя сопротивление переходов кожа-электрод (обычно принимают изменяющимся в диапазоне от 5 до 100 кОм).

Вторым источником помех являются электрохимические реакции, происходящие на поверхности соприкосновения материала электродов с электролитом токопроводящей пасты и вырабатывающие разность потенциалов между электродом и телом (0,3 – 1 В). Регистрация напряжения осуществляется между двумя одинаковыми электродами, поэтому происходит частичная компенсация контактной разности потенциалов. При этом некомпенсированная разность потенциалов может достигать 0,1 – 0,4 В и изменяет свое значение во времени, что может привести к насыщению усилителя. Напряжение шумов современных электродов не превышает величины 30 мкВ.

Ослабление контактной разности потенциалов осуществляется за счет распределения усиления между каскадами усилительного тракта. При движении пациента происходит смещение электродов, двойной электрический слой у поверхности раздела разрушается, создавая скачки контактной разности потенциалов, АЧХ которых находится в полосе частот полезного сигнала. Кроме того, при протекании тока через границу раздела двух фаз возникают поляризационные разности потенциалов.

Эффективные конструкции электродов позволяют уменьшить сопротивление электрод-кожа, его изменения и двигательные артефакты, благодаря чему появляется возможность не подготавливать кожу перед установкой электродов и не применять гель. При этом упрощается процедура наложения электродов и уменьшается дискомфорт для пациента.

Основным источником помех физической природы является сеть питания переменного тока. Воздействие помех подобного рода приводит к появлению синфазных помех на входах усилительного тракта, амплитуда синфазных помех превосходит в десятки и сотни раз амплитуду биопотенциалов. В настоящее время используется два способа подавления подобных помех: аппаратный и программный или их совместное использование для повышения эффективности наблюдения и точности определяемых показателей.

Для реализации аппаратного способа используется нейтральный электрод и блок подавления синфазной помехи. На вход блока подавления синфазной помехи поступает сигнал, сформированный путем суммирования входных сигналов усилительного тракта. Блок подавления синфазной помехи усиливает и инвертирует входной сигнал. С выхода блока подавления синфазной помехи, сигнал через нейтральный электрод поступает на тело пациента, тем самым уменьшая сигнал синфазной помехи. Программный способ подавления синфазных помех заключается в использовании различных методов цифровой фильтрации.

Интенсивное дыхание пациента вызывает дрейф изолинии сигнала биопотенциалов, частота дыхания человека отлична от основ-

ной полосы частот большинства биопотенциалов, и таким образом, эффективное подавление дыхательных помех возможно с помощью методов линейной частотной фильтрации.

Двигательные артефакты вызывают сильное искажение в форме биопотенциалов. В силу того, что помехи данного рода отличаются случайным характером их проявления, то борьба с ними представляет собой нетривиальную задачу. Основным способом подавления такого рода помех является использование алгоритмов корреляционной обработки данных и осуществление процедуры регистрации биопотенциалов максимально свободной от их проявления.

1.7. Структурное построение инструментальных средств регистрации биопотенциалов

Большинство решений, используемых при построении инструментальных средств регистрации различных проявлений биоэлектрической активности организма, являются типовыми, поэтому рассмотрим особенности структурного построения электрокардиографов, как самых распространённых и многочисленных представителей диагностических приборов электрофизиологических измерений.

В состав современного электрокардиографа входят электроды, формирователь сигнала, усилитель ЭКГ сигнала и блок обработки сигнала. На рисунке 11 приведена обобщенная структурная схема электрокардиографа.

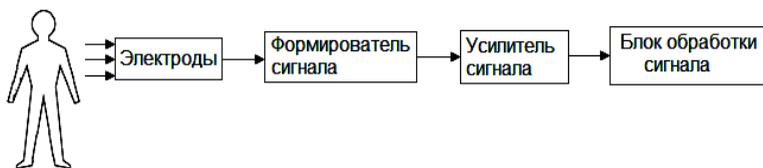


Рисунок 11 – Обобщенная структурная схема электрокардиографа

Первичным элементом электрокардиографа являются электроды, служащие для гальванической связи кожных покровов и входных каскадов усилительного тракта. Электроды для регистрации биосигналов представляют собой проводники специальной формы, с помощью которых осуществляется соединение элементов с различными типами проводимости – ионной и электронной. Процессы, протекаю-

щие в месте контакта электрода с биологическим объектом, оказывают существенное влияние на качество регистрируемых биосигналов.

Электроды, использующиеся при регистрации биоэлектрической активности сердца, можно разделить на активные и пассивные. Активные электроды отличаются тем, что первичный каскад усиления встроены в конструкцию самого электрода. Применение активных электродов оправдано в том случае, если пассивные электроды не позволяют обеспечить необходимую точность измерения биоэлектрических потенциалов.

По количеству каналов электрокардиографы можно разделить на одноканальные и многоканальные. В экспресс системах мониторинга параметров сердечного ритма используются одноканальные, в то время как многоканальные устройства используются в задачах контурного анализа ЭКГ сигнала и в задачах ЭКГ-картирования.

По типу отведений электрокардиографы можно разделить на три группы:

- 1) использующие однополярные отведения;
- 2) использующие биполярные отведения;
- 3) использующие комплексные отведения.

Напряжение при однополярном отведении представляет собой разность потенциалов между активным электродом, находящимся на поверхности тела, и точкой соединения нескольких электродов, расположенных, например, на конечностях. Примером однополярных отведений являются грудные отведения по Вильсону V_1 - V_6 .

В экспресс системах мониторинга параметров сердечного ритма наиболее распространены электрокардиографы, использующие биполярные отведения. Напряжения при биполярном отведении представляет собой разность потенциалов между двумя электродами. Классическим примером биполярных отведений являются стандартные отведения Эйнтховена I, II, III.

При комплексном отведении электроды подключены к пассивной электрической цепи резисторов, на выходе которой регистрируется напряжение отведения. Примером комплексных отведений служат векторкардиографические системы отведения по Франку.

По типу амплитудно-частотной характеристики электрокардиографы классифицируются следующим образом:

- 1) устройства, используемые для оперативного мониторинга сердечного ритма, полоса частот обычно составляет 0,5 – 50 Гц;
- 2) устройства, применяемые в клинических системах с полосой частот 0,05 – 100 Гц;
- 3) электрокардиографы высокого разрешения, где полоса частот составляет 0,05 – 500 Гц.

Различают два варианта построения источника питания электрокардиографа: автономный и сетевой. При питании от сети переменного напряжения, а также при соединении с внешним приемным устройством применяют гальваническую развязку. Автономное питания более безопасно и позволяет повысить отношение амплитуды сигнала к помехе.

Кроме перечисленных ранее признаков электрокардиографы можно классифицировать по схемотехническому построению. При этом можно рассматривать различные структурные элементы, входящие в состав электрокардиографов. Можно выделить два принципа построения входных каскадов:

- 1) принцип мультиплексирования аналоговых сигналов в АЦП;
- 2) использование многоразрядных АЦП, устанавливаемых на каждый канал.

Структурная схема электрокардиографов, построенных по первому варианту, содержит: блок формирования сигналов отведений, дифференциальные усилители ДУ, усилители переменного напряжения УПН, мультиплексор, АЦП, микроконтроллер и подавитель синфазной помехи.

На рисунке 12а приведена структурная схема трехканального электрокардиографа, построенного по принципу мультиплексирования аналоговых сигналов в АЦП. На рисунке 12б приведена структурная схема трехканального электрокардиографа, построенного с использованием многоразрядных АЦП, устанавливаемых на каждый канал. На рисунке показаны: ДУ – дифференциальный усилитель, ПСП

– подавитель синфазной помехи, БУ – буферный усилитель, ФНЧ – фильтр нижних частот.

Вариант построения электрокардиографов с использованием многоразрядных АЦП (16 разрядов и выше) подразумевает, что в этом случае каждый канал включает входной буферный усилитель, ФНЧ, АЦП. Главными преимуществами такого варианта построения являются:

- 1) отсутствие прецизионных резисторов на входе;
- 2) отсутствие нейтрального электрода;
- 3) отсутствие коммутирующих элементов;
- 4) отсутствие дополнительных усилителей.

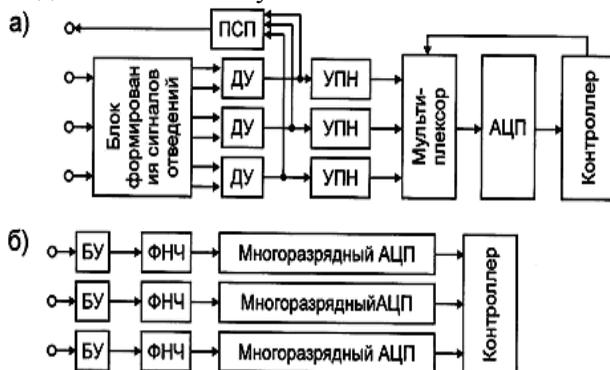


Рисунок 12 – Структурные схемы 3-х канальных электрокардиографов

Сигнал биоэлектрической активности сердца поступает с массива электродов, расположенных на теле обследуемого человека, на блок формирования сигнала отведений. На выходе блока формирования отведений попарно формируются дифференциальные сигналы, соответствующие тому или иному отведению ЭКГ сигнала. Дифференциальный усилитель обеспечивает частичное подавление синфазной составляющей помехи.

Как правило, дифференциальный усилитель строится по схему инструментального усилителя, обеспечивающего большой коэффициент ослабления синфазного сигнала (КОСС), а также предварительное усиление информационного дифференциального сигнала. Основными требованиями, предъявляемыми к дифференциальным усилителям,

является обеспечение высокого значения КОСС (не менее 60 дБ), высокого значения входного сопротивления в дифференциальном режиме (не менее 500 МОм), а также низкого уровня шумов.

Для дополнительного подавления синфазных помех в схеме инструментального усилителя предусматривается возможность выделения синфазного сигнала, который поступает на вход активного подавителя синфазных помех (ПСП). С выхода ПСП синфазная помеха в противофазе поступает на нейтральный электрод, размещаемый, как правило, на правой ноге обследуемого. Переменный сигнал с выхода инструментального усилителя поступает на усилитель переменного напряжения (УПН), где производится дополнительное усиление ЭКГ сигнала до уровня, необходимого для нормальной работы блока АЦП. Мультиплексор под управлением микроконтроллера обеспечивает правильную коммутацию ЭКГ сигналов, соответствующих требуемому отведению.

Детектор плохого контакта в системе отведений, который позволяет своевременно устранять отсоединение электродов или плохой контакт электрода с кожей может строиться схмотехнически или программно. В обоих случаях принцип действия детектора плохого контакта основан на том, что при отсоединении электрода резко возрастает амплитуда наводки сети питания в сигнале соответствующего отведения.

Схмотехническая реализация детектора плохого контакта обеспечивает возможность отслеживать сигнал на выходе первичных дифференциальных усилителей, которые входят в насыщение при плохом контакте или отсоединении электродов. Программная реализация детектора плохого контакта свойственна электрокардиографам, построенным с применением сигма-дельта АЦП, в которых преобразование и обработка ЭКГ осуществляется микроконтроллером.

На качество подавления синфазного сигнала влияет схема подключения экрана кабеля отведений, которая может быть пассивной, то есть экран кабеля отведений подключается к общей точке электрокардиографа, или активной, при которой экран кабеля отведения подклю-

чается к выходу повторителя, на вход которого подается сигнал данного отведения, либо сигнал, усредненный по нескольким отведениям.

Активное экранирование кабеля отведений позволяет сократить его емкость, уменьшить, вносимые им помехи, и повысить коэффициент ослабления синфазного сигнала. Делитель напряжения с коэффициентом передачи 0,99 уменьшает амплитуду сигнала, поступающего на экран, благодаря чему повышается помехоустойчивость схемы.

К основным параметрам инструментальных средств регистрации биоэлектрической активности можно отнести следующие: количество регистрируемых каналов; входное сопротивление; диапазон входных напряжений; диапазон частот сигнала по уровню -3 дБ; неравномерность амплитудно-частотной характеристики; коэффициент ослабления синфазного сигнала; чувствительность; постоянный ток в цепи пациента; напряжение внутренних шумов приведенных ко входу; частоту квантования; разрядность АЦП; напряжение питания; потребляемая мощность.

2. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

1. Ознакомиться с руководством по эксплуатации монитора пациента «КОРОС-300».
2. Включить прибор, подсоединить электроды. Произвести регистрацию ЭКГ сигнала в стандартных отведениях в состоянии покоя, записать значения диагностических показателей.
3. Зарисовать эпюры регистрируемых ЭКГ сигналов в различных стандартных отведениях.
4. Изучить реакции диагностических показателей на следующие функциональные пробы:
 - а) глубокий вдох, выдох, максимальная задержка дыхания;
 - б) физическая нагрузка (10 приседаний);
5. Записать изменения показателей, определенные на фоне проведения проб по сравнению с состоянием покоя.

3. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

1. Цель работы.

2. Эпюры зарегистрированного ЭКГ сигнала, значения показателей в ответ на проведение функциональных проб.
3. Структурная схема прибора «КОРОС-300», основные технические параметры.
4. Выводы о полученных результатах, сопоставление с теорией.

4. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Основные виды электрофизиологических сигналов и их отличительные особенности.
2. Основные подходы к формированию отведений при регистрации потенциалов биоэлектрической активности сердца.
3. Основные подходы к формированию отведений при регистрации потенциалов биоэлектрической активности головного мозга.
4. Особенности регистрации потенциалов биоэлектрической активности с поверхности тела человека.
5. Особенности построения систем регистрации ЭКГ сигнала.
6. Особенности построения электроэнцефалографов.
7. Особенности регистрации вызванных потенциалов биоэлектрической активности головного мозга.
8. Особенность регистрации электромиограммы. Вызванные потенциалы. Электронейромиограмма.
9. Основные требования к построению усилителей биопотенциалов.
10. Основные параметры и характеристики современных инструментальных средств регистрации биоэлектрической активности.

5. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ ДЛЯ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ

1. Разработать структурную схему компьютерного электрокардиографа.
2. Разработать структурную схему компьютерного электроэнцефалографа.
3. Разработать структурную схему компьютерного электромиографа.

4. Разработать структурную схему приора для регистрации сигнала кожно-гальванической реакции.
5. Разработать эскиз принципиальной схемы предварительного усилителя ЭКГ сигнала. Обосновать выбор элементной базы и произвести расчет элементов.
6. Разработать эскиз принципиальной схемы предварительного усилителя ЭЭГ сигнала. Обосновать выбор элементной базы и произвести расчет элементов.
7. Разработать эскиз принципиальной схемы предварительного усилителя ЭМГ сигнала. Обосновать выбор элементной базы и произвести расчет элементов.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с.
2. Федотов, А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.
3. Корневский, Н.А. Биотехнические системы медицинского назначения [Текст] / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей. – Старый Оскол: ТНТ, 2014. – 688 с.
4. Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход [Текст] / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко – М.: Физматлит, 2007. – 440 с.

Учебное издание

**БИОТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ
ИЗМЕРЕНИЙ**

Методические указания

Составители: Федотов Александр Александрович

Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королева
443086, Самара, Московское шоссе, 34