Министерство образования и науки РФ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение

высшего профессионального образования

«Национальный минерально-сырьевой университет «Горный»

Контрольная работа

Тема: Структура и принципы функционирования ЭКГ и ЭЭГ мониторных систем

Выполнил: студент гр. МБПв-10

Кроль А.С

Руководитель: профессор

Романоф А.Ф

Санкт-Петербург 2014

Задание

) Осуществить литературный обзор структуры и принципа функционирования ЭКГ мониторных систем.

) Осуществить литературный обзор структуры и принципа функционирования ЭЭГ мониторных систем.

# ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования. В настоящее время во всем мире отмечается повышенный интерес к изучению ритмической организации процессов в организме, как в условиях нормы, так и патологии. Интерес к проблемам хронобиологии обусловлен тем, что ритмы господствуют в природе и охватывают все проявления живого - от деятельности субклеточных структур и отдельных клеток до сложных форм поведения организма и даже популяций и экологических систем. Периодичность - неотъемлемое свойство материи. Феномен ритмичности является универсальным. Факты о значении биологических ритмов для жизнедеятельности живого организма накапливались давно, но только в последние годы начато их систематическое изучение. В настоящее время хронобиологические исследования являются одним из основных направлений в физиологии адаптации человека.

# ГЛАВА 1. СТРУКТУРА И ПРИНЦИПЫ ЭКГ МОНИТОРНЫХ СИСТЕМ

Мониторное наблюдение (англ. monitor контролировать, проверять: синоним: мониторирование, мониторинг) - длительное, проводимое на протяжении нескольких часов или суток, слежение за состоянием жизненно важных функций организма путем непрерывной или с короткими перерывами регистрации показателей этих функций (частоты пульса и дыхания, температуры тела, АД, ЭКГ и др,). Мониторное наблюдение используется как в клинической практике, так и в экспериментальных исследованиях на животных. Например для изучения влияния на различные функции медикаментов.

## 1.1 Мониторное наблюдение

По времени анализа данных мониторное наблюдение различают две принципиально различные его формы. Первая предполагает максимальное приближение анализа показателей к реальному времени их регистрации, вторая - проведение анализа мониторного наблюдения в какой-либо период исследования после его завершения. Главная цель мониторного наблюдения в реальном времени состоит в немедленном выявлении нарушений жизненно важных функций для своевременного принятия мер к их нормализации. Существуют различные системы такого наблюдения. Наиболее простые из них заключаются в том, что отклонение исследуемых показателей от нормальных значений констатирует непосредственно врач, наблюдающий динамику исследуемого параметра на экране осциллоскопа (чаще всего кардиоскопа) либо с помощью стрелочных или цифровых индикаторов. При появлении патологических отклонений врач включает регистрирующее устройство (например, электрокардиограф) и при необходимости оказывает больному немедленную помощь. Более совершенны автоматизированные системы мониторного наблюдения, которые в случае возникновения патологических изменений изучаемого показателя дают звуковой и световой сигнал тревоги и одновременно автоматически включают самопишущее или распечатывающее устройство, снабженное отметчиком даты и текущего времени, что позволяет в дальнейшем ретроспективно проанализировать имевшие место в процессе мониторного наблюдения события. Подобного рода системы используют для мониторного наблюдения в условиях стационара. Форму мониторного наблюдения с отсроченным анализом изучаемых показателей применяют с целью обнаружения их изменений в процессе обычной для обследуемого деятельности или под влиянием определенных воздействий, например лекарственной терапии. Для такой формы мониторного наблюдения необходимы портативные мониторы, размеры и вес которых не стесняют больного. Например, вес современных мониторов для регистрации АД и портативных кардиомониторов менее 1 кг. Их укрепляют на специальном широком поясе или надевают на широкой перевязи через плечо обследуемого. Эту форму мониторного наблюдения используют как в стационарах, так и в амбулаторных условиях.

Многие мониторы, снабженные ЭВМ, предусматривают использование большего числа датчиков, в т.ч. позволяющих получить сведения о кислотно-щелочном равновесии, содержании газов в крови и ряде других биохимических параметров. В зависимости от конкретной задачи обычно производят контроль одного-двух показателей, т.к. постоянное наблюдение за большим числом жизненно важных функций при необходимости одновременно следить за состоянием нескольких больных приводит к рассредоточению внимания врача, его быстрому утомлению и может быть причиной ошибочных действий. Так, в блоках интенсивной терапии для больных острым инфарктом миокарда, как правило, проводят только мониторный контроль ЭКГ (кардиомониторное наблюдение), поскольку наиболее внезапным и притом одним из самых частых и тяжелых осложнений этого заболевания являются острые нарушения ритма и проводимости сердца. Кардиомониторное наблюдение позволяет резко снизить, а в ряде случаев практически ликвидировать случаи смерти больных острым инфарктом миокарда от первичной фибрилляции желудочков. При отравлениях и в отделениях реанимации часто бывает необходимо мониторирование нескольких показателей одновременно, например ЭКГ, частоты дыхания, газового состава крови, кислотно-щелочного равновесия.

## .2 Основные характеристики ЭКГ

Электрокардиография - методика регистрации и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца. Электрокардиография представляет собой относительно недорогой, но ценный метод электрофизиологической инструментальной диагностики в кардиологии.

Прямым результатом электрокардиографии является получение электрокардиограммы (ЭКГ) - графического представления разности потенциалов, возникающих в результате работы сердца и проводящихся на поверхность тела. На ЭКГ отражается усреднение всех векторов потенциалов действия, возникающих в определённый момент работы сердца (рис. 1).



Рис. 1. Кардиограмма

Обычно на ЭКГ можно выделить 5 зубцов: P, Q, R, S, T. Иногда можно увидеть малозаметную волну U (рис. 2).



Зубец P отображает процесс охвата возбуждением миокарда предсердий, комплекс QRS - систолу желудочков, сегмент ST и зубец T отражают процессы реполяризации миокарда желудочков. Процесс реполяризации (Repolarization) - 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 готова к дальнейшей электрической активности.

Другие методы электрокардиографии:

Внутрипищеводная электрокардиография - активный электрод вводится в просвет пищевода. Метод позволяет детально оценивать электрическую активность предсердий и атриовентрикулярного соединения. Важен при диагностике некоторых видов блокад сердца.

Векторкардиография - регистрируется изменение электрического вектора работы сердца в виде проекции объемной фигуры на плоскости отведений.

Прекардиальное картирование - на грудную клетку пациента закрепляются электроды (обычно матрица 6х6), сигналы от которых обрабатываются компьютером. Используется в частности, как один из методов определения объёма повреждения миокарда при остром инфаркте миокарда. К текущему моменту расценивается как устаревший.

Пробы с нагрузкой - велоэргометрия используется для диагностики ИБС.

Холтеровское мониторирование - суточное мониторирование ЭКГ по Холтеру. На теле пациента, который ведет обычный образ жизни, закрепляется регистрирующий блок, записывающий электрокардиографический сигнал от одного, двух, трёх или более отведений в течение суток или более. Дополнительно регистратор может иметь функции мониторирования артериального давления (СМАД), двигательной и дыхательной активности пациента[источник не указан 1169 дней]. Одновременная регистрация нескольких параметров является перспективной в диагностике заболеваний сердечно-сосудистой системы. Результаты записи передаются в компьютер и обрабатываются врачом при помощи специального программного обеспечения.

Гастрокардиомониторирование - одновременная запись электрокардиограммы и гастрограммы в течение суток. Технология и прибор для гастрокардиомониторирования аналогичны технологии и прибору для холтеровского мониторирования, только, кроме записи ЭКГ по трём отведениям, дополнительно записываются значения кислотности в пищеводе и (или) желудке, для чего используется рН-зонд, введённый пациенту трансназально. Применяется для дифференциальной диагностики кардио- и гастрозаболеваний.

Электрокардиография высокого разрешения - метод регистрации ЭКГ и её высокочастотных, низкоамплитудных потенциалов, с амплитудой порядка 1 - 10 мкВ и с применением многоразрядных АЦП (16 - 24 бита).

Применение диаграмм ЭКГ:

Определение частоты и регулярности сердечных сокращений (например, экстрасистолы (внеочередные сокращения), или выпадения отдельных сокращений - аритмии).

Показывает острое или хроническое повреждение миокарда (инфаркт миокарда, ишемия миокарда).

Может быть использована для выявления нарушений обмена калия, кальция, магния и других электролитов.

Выявление нарушений внутрисердечной проводимости (различные блокады).

Метод скрининга при ишемической болезни сердца, в том числе и при нагрузочных пробах.

Даёт понятие о физическом состоянии сердца (гипертрофия левого желудочка).

Может дать информацию о внесердечных заболеваниях, таких как тромбоэмболия лёгочной артерии.

Позволяет удалённо диагностировать острую сердечную патологию (инфаркт миокарда, ишемия миокарда) с помощью кардиофона.

Обязательно применяется при прохождении диспансеризации.

## 1.3 Электроды, отведения и фильтры для снятия ЭКГ

Для измерения разности потенциалов на различные участки тела накладываются электроды. Так как плохой электрический контакт между кожей и электродами создает помехи, то для обеспечения проводимости на участки кожи в местах контакта наносят токопроводящий гель. Ранее использовались марлевые салфетки, смоченные солевым раствором.

Каждая из измеряемых разностей потенциалов в электрокардиографии называется отведением.

Отведения I, II и III накладываются на конечности: I - правая рука (-) - левая рука (+), II - правая рука (-) - левая нога (+), III - левая рука (-) левая нога (+). С электрода на правой ноге показания не регистрируются, его потенциал близок к условному нулю, и он используется только для заземления пациента.

Регистрируют также усиленные отведения от конечностей: aVR, aVL, aVF - однополюсные отведения, они измеряются относительно усреднённого потенциала всех трёх электродов (система Вильсона) или относительно усредненного потенциала двух других электродов (система Гольдбергера, дает амплитуду примерно на 50 % большие). Следует заметить, что среди шести сигналов I, II, III, aVR, aVL, aVF только два являются линейно независимыми, то есть, зная сигналы только в каких-либо двух отведениях можно, путем сложения/вычитания, найти сигналы в остальных четырех отведениях.

При так называемом однополюсном отведении регистрирующий (или активный) электрод определяет разность потенциалов между точкой электрического поля, к которой он подведён, и условным электрическим нулём (например, по системе Вильсона). Однополюсные грудные отведения обозначаются буквой V. В таблице 1 указаны расположения регистрирующих электродов.

Таблица 1. Расположение регистрирующих электродов



Применяемые в современных электрокардиографах фильтры сигнала позволяют получать более высокое качество электрокардиограммы, внося при этом некоторые искажения в форму полученного сигнала. Низкочастотные фильтры 0,5-1 Гц позволяют уменьшать эффект плавающей изолинии, внося при этом искажения в форму сегмента ST. Режекторный фильтр 50-60 Гц нивелирует сетевые наводки. Антитреморный фильтр низкой частоты (35 Гц) подавляет помехи, связанные с активностью мышц.

Режекторный фильтр (полосно-заграждающий фильтр) - электронный или любой другой фильтр, не пропускающий колебания некоторой определённой полосы частот, и пропускающий колебания с частотами, выходящими за пределы этой полосы. Эта полоса подавления характеризуется шириной полосы заграждения и расположена приблизительно вокруг центральной частоты ω0 (рад/с) подавления, или fо=ω0/2•3,14 (Гц). Для реальной амплитудно-частотной характеристики частоты ωL и ωU представляют собой нижнюю и верхнюю частоты полосы подавления. Заграждающий фильтр, предназначенный для подавления одной определённой частоты, называется узкополосным заграждающим фильтром или фильтром-пробкой.

электроэнцефалографический центральный нервный мозг

# ГЛАВА 2. СТРУКТУРА И ПРИНЦИПЫ ЭЭГ МОНИТОРНЫХ СИСТЕМ

Электроэнцефалография (ЭЭГ) - раздел электрофизиологии, изучающий закономерности суммарной электрической активности мозга, отводимой с поверхности кожи головы, а также метод записи таких потенциалов (формирования электроэнцефалограмм). Также ЭЭГ - неинвазивный метод исследования функционального состояния головного мозга путем регистрации его биоэлектрической активности.

ЭЭГ - чувствительный метод исследования, он отражает малейшие изменения функции коры головного мозга и глубинных мозговых структур, обеспечивая миллисекундное временное разрешение, не доступное другим методам исследования мозговой активности, в частности ПЭТ и фМРТ.

Электроэнцефалография дает возможность качественного и количественного анализа функционального состояния головного мозга и его реакций при действии раздражителей. Запись ЭЭГ широко применяется в диагностической и лечебной работе (особенно часто при эпилепсии), в анестезиологии, а также при изучении деятельности мозга, связанной с реализацией таких функций, как восприятие, память, адаптация и т. д.

## 2.1 Общие представления о методических основах электроэнцефалографии

Электроэнцефалография - метод исследования головного мозга, основанный на регистрации его электрических потенциалов. Первая публикация о наличии токов в центральной нервной системе была сделана Du Bois Reymond в 1849 г. В 1875 г. данные о наличии спонтанной и вызванной электрической активности в мозге собаки были получены независимо R.Caton в Англии и В. Я. Данилевским в России. Исследования отечественных нейрофизиологов на протяжении конца XIX и начала XX века внесли существенный вклад в разработку основ электроэнцефалографии. В. Я. Данилевский не только показал возможность регистрации электрической активности мозга, но и подчеркивал ее тесную связь с нейрофизиологическими процессами. В 1912 г. П. Ю. Кауфман выявил связь электрических потенциалов мозга с «внутренней деятельностью мозга» и их зависимость от изменения метаболизма мозга, воздействия внешних раздражений, наркоза и эпилептического припадка. Подробное описание электрических потенциалов мозга собаки с определением их основных параметров было дано в 1913 и 1925 гг. В. В. Правдич-Неминским.

Австрийский психиатр Ганс Бергер в 1928 г. впервые осуществил регистрацию электрических потенциалов головного мозга у человека, используя скальповые игольчатые электроды (Berger H., 1928, 1932). В его же работах были описаны основные ритмы ЭЭГ и их изменения при функциональных пробах и патологических изменениях в мозге. Большое влияние на развитие метода оказали публикации G.Walter (1936) о значении ЭЭГ в диагностике опухолей мозга, а также работы F.Gibbs, E.Gibbs, W.G.Lennox (1937), F.Gibbs, E.Gibbs (1952, 1964), давшие подробную электроэнцефалографическую семиотику эпилепсии.

В последующие годы работы исследователей были посвящены не только феноменологии электроэнцефалографии при различных заболеваниях и состояниях мозга, но и изучению механизмов генерации электрической активности. Существенный вклад в эту область внесен работами E.D.Adrian, B.Metthews (1934), G.Walter (1950), В.С.Русинова (1954), В.Е.Майорчик (1957), Н.П.Бехтеревой (1960), ЛА.Новиковой (1962), H.Jasper (1954).

Большое значение для понимания природы электрических колебаний головного мозга имели исследования нейрофизиологии отдельных нейронов с помощью метода микроэлектродов, выявившие те структурные субъединицы и механизмы, из которых слагается суммарная ЭЭГ (Костюк П.Г., Шаповалов А.И., 1964, Eccles J., 1964).

ЭЭГ представляет собой сложный колебательный электрический процесс, который может быть зарегистрирован при расположении электродов на мозге или на поверхности скальпа, и является результатом электрической суммации и фильтрации элементарных процессов, протекающих в нейронах головного мозга.

Многочисленные исследования показывают, что электрические потенциалы отдельных нейронов головного мозга связаны тесной и достаточно точной количественной зависимостью с информационными процессами. Для того чтобы нейрон генерировал потенциал действия, передающий сообщение другим нейронам или эффекторным органам, необходимо, чтобы собственное его возбуждение достигло определенной пороговой величины.

Уровень возбуждения нейрона определяется суммой возбуждающих и тормозных воздействий, оказываемых на него в данный момент через синапсы. Если сумма возбуждающих воздействий больше суммы тормозных на величину, превышающую пороговый уровень, нейрон генерирует нервный импульс, распространяющийся затем по аксону. Описанным тормозным и возбуждающим процессам в нейроне и его отростках соответствуют определенной формы электрические потенциалы.

Мембрана - оболочка нейрона - обладает электрическим сопротивлением. За счет энергии обмена веществ концентрация положительных ионов в экстраклеточной жидкости поддерживается на более высоком уровне, чем внутри нейрона. В результате существует разность потенциалов, которую можно измерить, введя один микроэлектрод внутрь клетки, а второй расположив экстраклеточно. Эта разность потенциалов называется потенциалом покоя нервной клетки и составляет около 60-70 мВ, причем внутренняя среда заряжена отрицательно относительно экстраклеточного пространства. Наличие разности потенциалов между внутриклеточной и внеклеточной средой носит название поляризации мембраны нейрона.

Увеличение разности потенциалов называется соответственно гиперполяризацией, а уменьшение - деполяризацией. Наличие потенциала покоя является необходимым условием нормального функционирования нейрона и генерирования им электрической активности. При прекращении обмена веществ или снижении его ниже допустимого уровня различия концентраций заряженных ионов по обе стороны мембраны сглаживаются, с чем связано прекращение электрической активности в случае клинической или биологической смерти мозга. Потенциал покоя является тем исходным уровнем, на котором происходят изменения, связанные с процессами возбуждения и торможения, - спайковая импульсная активность и градуальные более медленные изменения потенциала. Спайковая активность (от англ. spike- острие) характерна для тел и аксонов нервных клеток и связана с бездекрементной передачей возбуждения от одной нервной клетки к другой, от рецепторов к центральным отделам нервной системы или от центральной нервной системы к исполнительным органам. Спайковые потенциалы возникают в момент достижения мембраной нейрона некоторого критического уровня деполяризации, при котором наступает электрический пробой мембраны и начинается самоподдерживающийся процесс распространения возбуждения в нервном волокне.

При внутриклеточной регистрации спайк имеет вид высокоамплитудного, короткого, быстрого положительного пика.

Характерными особенностями спайков являются их высокая амплитуда (порядка 50-125 мВ), небольшая длительность (порядка 1-2 мс), приуроченность их возникновения к достаточно строго ограниченному электрическому состоянию мембраны нейрона (критический уровень деполяризации) и относительная стабильность амплитуды спайка для данногонейрона (закон все или ничего).

Градуальные электрические реакции присущи в основном дендритам в соме нейрона и представляют собой постсинаптические потенциалы (ПСП), возникающие в ответ на приход к нейрону спайковых потенциалов по афферентным путям от других нервных клеток. В зависимости от активности возбуждающих или тормозящих синапсов соответственно различают возбуждающие постсинаптические потенциалы (ВПСП) и тормозные постсинаптические потенциалы (ТПСП).

ВПСП проявляется положительным отклонением внутриклеточного потенциала, а ТПСП -отрицательным, что соответственно обозначается как деполяризация и гиперполяризация. Эти потенциалы отличаются локальностью, декрементным распространением на очень короткие расстояния по соседним участкам дендритов и сомы, сравнительно малой амплитудой (от единиц до 20-40 мB), большой длительностью (до 20-50 мс). В отличие от спайка, ПСП возникают в большинстве случаев независимо от уровня поляризации мембраны и имеют различную амплитуду в зависимости от объема афферентной посылки, пришедшей к нейрону и его дендритам. Все эти свойства обеспечивают возможность суммации градуальных потенциалов во времени и пространстве, отображающей интегративную деятельность определенного нейрона (Костюк П.Г., Шаповалов А.И., 1964; Eccles, 1964).

Именно процессы суммации ТПСП и ВПСП определяют уровень деполяризации нейрона и, соответственно, вероятность генерации нейроном спайка, т. е. передачи накопленной информации другим нейронам.

Как видно, оба эти процесса оказываются тесно связанными: если уровень спайковой бомбардировки, обусловленной приходом спайков по афферентным волокнам к нейрону, определяет колебания мембранного потенциала, то уровень мембранного потенциала (градуальные реакции) в свою очередь обусловливает вероятность генерации спайка данным нейроном.

Как следует из изложенного выше, спайковая активность представляет собой значительно более редкое событие, чем градуальные колебания соматодендритного потенциала. Приблизительное соотношение между временным распределением этих событий можно получить из сопоставления следующих цифр: спайки генерируются нейронами мозга со средней частотой10 в секунду; в то же время по каждому из синаптических окончаний кдендритам и соме притекает соответственно в среднем 10 синаптических воздействий за секунду. Если учесть, что на поверхности дендритов и сомы одного коркового нейрона могут оканчиваться до нескольких сотен и тысяч синапсов, то объем синаптической бомбардировки одного нейрона, а соответственно и градуальных реакций, составит несколько сотен или тысяч за секунду. Отсюда соотношение между частотой спайковой и градуальной реакции одного нейрона составляет 1-3 порядка.

Относительная редкость спайковой активности, кратковременность импульсов, приводящая к их быстрому затуханию из-за большой электрической емкости коры, определяют отсутствие значительного вклада в суммарную ЭЭГ со стороны спайковой нейронной активности.

Таким образом, электрическая активность мозга отображает градуальные колебания соматодендритных потенциалов, соответствующих ВПСП и ТПСП.

Связь ЭЭГ с элементарными электрическими процессами на уровне нейронов нелинейная. Наиболее адекватной в настоящее время представляется концепция статистического отображения активности множественных нейронных потенциалов в суммарной ЭЭГ. Она предполагает, что ЭЭГ является результатом сложной суммации электрических потенциалов многих нейронов, работающих в значительной степени независимо. Отклонения от случайного распределения событий в этой модели будут зависеть от функционального состояния мозга (сон, бодрствование) и от характера процессов, вызывающих элементарные потенциалы (спонтанная или вызванная активность). В случае значительной временной синхронизации активности нейронов, как это отмечается при некоторых функциональных состояниях мозга или при поступлении на корковые нейроны высокосинхронизированной посылки от афферентного раздражителя, будет наблюдаться значительное отклонение от случайного распределения. Это может реализоваться в повышении амплитуды суммарных потенциалов и увеличении когерентности между элементарными и суммарными процессами.

Как показано выше, электрическая активность отдельных нервных клеток отражает их функциональную активность по переработке и передаче информации. Отсюда можно сделать заключение, что суммарная ЭЭГ также в преформированном виде отражает функциональную активность, но уже не отдельных нервных клеток, а их громадных популяций, т.е., иначе говоря, функциональную активность мозга. Это положение, получившее многочисленные неоспоримые доказательства, представляется исключительно важным для анализа ЭЭГ, поскольку дает ключ к пониманию того, какие системы мозга определяют внешний вид и внутреннюю организацию ЭЭГ.

На разных уровнях ствола и в передних отделах лимбической системы имеются ядра, активация которых приводит к глобальному изменению уровня функциональной активности практически всего мозга. Среди этих систем выделяют так называемые восходящие активирующие системы, расположенные на уровне ретикулярной формации среднего и в преоптических ядрах переднего мозга, и подавляющие или тормозящие, сомногенные системы, расположенные главным образом в неспецифических таламических ядрах, в нижних отделах моста и продолговатом мозге. Общими для обеих этих систем являются ретикулярная организация их подкорковых механизмов и диффузные, двусторонние корковые проекции. Такая общая организация способствует тому, что локальная активация части неспецифической подкорковой системы, благодаря ее сетевидному строению, приводит к вовлечению в процесс всей системы и к практически одновременному распространению ее влияний на весь мозг (рис. 3).



## 2.2 Основные элементы центральной нервной системы, участвующие в генерации электрической активности мозга

Основными элементами ЦНС являются нейроны. Типичный нейрон состоит из трех частей: дендритное дерево, тело клетки (сома) и аксон. Сильно разветвленное тело дендритного дерева имеет большую поверхность, чем остальные его части, и является его рецептивной воспринимающей областью. Многочисленные синапсы на теле дендритного дерева осуществляют прямой контакт между нейронами. Все части нейрона покрыты оболочкой - мембраной. В состоянии покоя внутренняя часть нейрона - протоплазма - имеет негативный знак по отношению к внеклеточному пространству и составляет приблизительно 70 мВ.

Этот потенциал называют потенциалом покоя (ПП). Он обусловлен разностью концентраций ионов Na+, преобладающих в экстраклеточной среде, и ионов К+ и Cl─, преобладающих в протоплазме нейрона. Если мембрана нейрона деполяризуется от -70 мВ до -40 мВ, при достижении некоторого порога нейрон отвечает коротким по длительности импульсом, при котором мембранный потенциал сдвигается до +20 мВ, а затем обратно до -70 мВ. Этот ответ нейрона называют потенциалом действия (ПД).



Рис. 4. Виды потенциалов, регистрируемых в ЦНС, их временные и амплитудные соотношения

Длительность этого процесса составляет около 1 мс (рис. 4). Одно из важных свойств ПД состоит в том, что он является основным механизмом, с помощью которого аксоны нейронов несут информацию на значительные расстояния. Распространение импульса по нервным волокнам происходит следующим образом. Потенциал действия, возникающий в одном месте нервного волокна, деполяризует соседние участки и бездекрементно, за счет энергии клетки, распространяется по нервному волокну. Согласно теории распространения нервных импульсов, эта распространяющаяся деполяризация локальных токов является основным фактором, ответственным за распространение нервных импульсов (Brazier, 1979). У человека длина аксона может достигать одного метра. Такая длина аксона позволяет передавать информацию на значительные расстояния.

На дистальном конце аксон делится на многочисленные ветви, которые оканчиваются синапсами. Мембранный потенциал, генерируемый на дендритах, распространяется пассивно в сому клетки, где происходит суммация разрядов от других нейронов и контролируются нейронные разряды, инициирующиеся в аксоне.

Нервным центром (НЦ) называют группу нейронов, объединенных пространственно и организованных в определенную функционально- морфологическую структуру. В этом смысле НЦ могут считаться: ядра переключения афферентных и эфферентных путей, подкорковые и стволовые ядра и ганглии ретикулярной формации ствола мозга, функционально и цитоархитектонически специализированные области коры мозга. Поскольку в коре и ядрах нейроны ориентированы параллельно друг другу и радиально по отношению к поверхности, то к такой системе, так же как и к отдельному нейрону, может быть применена модель диполя - точечного источника тока, размеры которого много меньше, чем расстояние до точек измерения (Brazier, 1978; Гутман, 1980). При возбуждении НЦ возникает суммарный потенциал дипольного типа с неравновесным распределением заряда, который может распространяться на большие расстояния за счет потенциалов отдаленного поля (рис. 5) (Егоров, Кузнецова, 1976; Hosek et al., 1978; Гутман, 1980; Жадин,1984)



Рис. 5. Представление возбужденного нервного волокна и нервного центра как электрического диполя с линиями поля в объемном проводнике; конструкция трехфазной характеристики потенциала в зависимости от относительного расположения источника по отношению к отводящему электроду

Основные элементы ЦНС, дающие вклад в генерацию ЭЭГ и ВП:

А. Схематическое изображение процессов от генерации до отведения скальпового вызванного потенциала.

Б. Ответ одного нейрона в Tractus opticus после электрического раздражения Chiasma opticum. Для сравнения: в верхнем правом углу изображен спонтанный ответ.

В. Ответ этого же нейрона на вспышку света (последовательность разрядов ПД).

Г. Связь гистограммы нейронной активности с потенциалами ЭЭГ.

В настоящее время признано, что электрическая активность мозга, регистрируемая на скальпе в виде ЭЭГ и ВП, обусловлена в основном синхронным возникновением большого числа микрогенераторов под воздействием синаптических процессов на мембране нейронов и пассивным затеканием внеклеточных токов в области регистрации. Эта активность является небольшим, но существенным отражением электрических процессов собственно в мозге и связана со строением головы человека (Гутман, 1980; Nunes, 1981; Жадин, 1984). Мозг окружен четырьмя основными слоями ткани, существенно отличающимися по электропроводности и влияющими на измерение потенциалов: спинномозговая жидкость (СМЖ), твердая мозговая оболочка, кость черепа и кожа скальпа (рис. 7).

Значения электропроводности (G) чередуются: мозговая ткань - G=0,33Ом·м)-1, СМЖ с лучшей электропроводностью - G=1 (Ом·м)-1, над ней слабо проводящая кость - G=0,04 (Ом·м)-1. Скальп обладает сравнительно хорошей проводимостью, почти такой же, как у мозговой ткани - G=0,28-0,33 (Ом·м)-1 (Fender, 1987). Толщина слоев твердой мозговой оболочки, кости и скальпа, по данным ряда авторов, колеблется, но средние размеры соответственно составляют: 2, 8, 4 мм при радиусе кривизны головы 8 - 9 см (Блинков, 1955; Егоров, Кузнецова, 1976 и другие).

Такая электропроводящая структура существенно уменьшает плотность токов, текущих в скальпе. Кроме того, она сглаживает пространственные вариации плотности токов, то есть локальные неоднородности токов, вызванных активностью в ЦНС, находят небольшое отражение на поверхности скальпа, где картина потенциалов содержит сравнительно мало высокочастотных деталей (Гутман, 1980).

Существенным фактом является также то, что картина поверхностных потенциалов (рис. 8) оказывается более «размазанной», чем определяющие эту картину распределения внутримозговых потенциалов (Baumgartner, 1993).

## 3.3 Аппаратура для электроэнцефалографических исследований

Из изложенного выше следует, что ЭЭГ представляет собой процесс, обусловленный активностью огромного числа генераторов, и, в соответствии с этим, создаваемое ими поле представляется весьма неоднородным по всему пространству мозга и меняющимся во времени. В связи с этим между двумя точками мозга, а также между мозгом и удаленными от него тканями организма возникают переменные разности потенциалов, регистрация которых и составляет задачу электроэнцефалографии. В клинической электроэнцефалографии ЭЭГ отводится с помощью электродов, расположенных на интактных покровах головы и в некоторых экстракраниальных точках. При такой системе регистрации потенциалы, генерируемые мозгом, существенно искажаются вследствие влияния покровов мозга и особенностей ориентации электрических полей при различном взаимном расположении отводящих электродов. Эти изменения отчасти обусловлены суммацией, усреднением и ослаблением потенциалов за счет шунтирующих свойств сред, окружающих мозг.

ЭЭГ, отведенная скальповыми электродами, в 10-15 раз ниже по сравнению с ЭЭГ, отведенной от коры. Высокочастотные составляющие при прохождении через покровы мозга ослабляются значительно сильнее, чем медленные компоненты (Воронцов Д.С., 1961). Кроме того, помимо амплитудных и частотных искажений, различия в ориентации отводящих электродов вызывают также изменения фазы регистрируемой активности. Все эти факторы необходимо иметь в виду при записи и интерпретации ЭЭГ. Разность электрических потенциалов на поверхности интактных покровов головы имеет относительно небольшую амплитуду, в норме не превышающую 100-150 мкВ. Для регистрации таких слабых потенциалов используют усилители с большим коэффициентом усиления (порядка 20 000- 100 000). Учитывая, что регистрацию ЭЭГ практически всегда производят в помещениях, снабженных устройствами передачи и эксплуатации промышленного переменного тока, создающими мощные электромагнитные поля, применяют дифференциальные усилители. Они обладают усилительными свойствами только в отношении разностного напряжения на двух входах и нейтрализуют синфазное напряжение, в одинаковой мере действующее на оба входа. Учитывая, что голова представляет собой объемный проводник, ее поверхность практически эквипотенциальна в отношении источника помех, действующих извне. Таким образом, помеха прикладывается ко входам усилителя в виде синфазного напряжения.

Количественной характеристикой этой особенности дифференциального усилителя является коэффициент подавления синфазных помех (коэффициент режекции), который определяется как отношение величины синфазного сигнала на входе к его величине на выходе.

В современных электроэнцефалографах коэффициент режекции достигает 100 000. Использование таких усилителей позволяет проводить регистрацию ЭЭГ в большинстве больничных помещений при условии, что поблизости не работают какие-либо мощные электротехнические устройства типа распределительных трансформаторов, рентгеновской аппаратуры, физиотерапевтических устройств.

В тех случаях, когда невозможно избежать соседства мощных источников помех, используют экранированные камеры. Наилучшим способом экранирования является обшивка стен камеры, в которой располагается обследуемый, листами металла, сваренными между собой, с последующим автономным заземлением с помощью провода, припаянного к экрану и вторым концом соединенного с металлической массой, зарытой в землю до уровня контакта с грунтовыми водами.

Современные электроэнцефалографы представляют собой многоканальные регистрирующие устройства, объединяющие от 8 до 24 и более идентичных усилительно-регистрирующих блоков (каналов), позволяющих таким образом регистрировать одномоментно электрическую активность от соответствующего числа пар электродов, установленных на голове обследуемого.

В зависимости от того, в каком виде регистрируется и представляется для анализа электроэнцефалографисту ЭЭГ, электроэнцефалографы подразделяются на традиционные бумажные (перьевые) и более 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 и несколько дешевле при приобретении. Безбумажные обладают преимуществом цифровой регистрации со всеми вытекающими отсюда удобствами записи, архивирования и вторичной компьютерной обработки.

Как уже указывалось, 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. Электроды для электроэнцефалографии представляют собой металлические пластины или стержни различной формы. Обычно поперечный диаметр электрода, имеющего форму диска, составляет около 1 см. Наибольшее распространение получили два типа электродов - мостовые и чашечковые.

Мостовой электрод 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. Электрод 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 электродов являются быстрота и простота их подсоединения, отсутствие необходимости использовать специальную электродную пасту, поскольку гигроскопический контактный материал долго удерживает и постепенно выделяет на поверхность кожи изотонический раствор хлорида натрия. Использование электродов этого типа предпочтительно при обследовании контактных больных, способных находиться сидя или полулежа.

При регистрации ЭЭГ для контроля наркоза и состояния центральной нервной системы во время хирургических операций допустимо отведение потенциалов с помощью игольчатых электродов, вкалываемых в покровы головы. После отведения электрические потенциалы подаются на входы усилительно-регистрирующих устройств. Входная коробка электроэнцефалографа содержит 20-40 и более пронумерованных контактных гнезд, с помощью которых к электроэнцефалографу может быть подсоединено соответствующее количество электродов. Помимо этого, на коробке имеется гнездо нейтрального электрода, соединенного с приборной землей усилителя и поэтому обозначаемого знаком заземления или соответствующим буквенным символом, например «Gnd» или «N». Соответственно электрод, установленный на теле обследуемого и подсоединяемый к этому гнезду, называется электродом заземления. Он служит для выравнивания потенциалов тела пациента и усилителя. Чем ниже подэлектродный импеданс нейтрального электрода, тем лучше выровнены потенциалы и, соответственно, меньшее синфазное напряжение помехи будет приложено на дифференциальные входы. Не следует путать этот электрод с заземлением прибора.

## .4 Отведение и запись ЭКГ

Перед проведением записи ЭЭГ производят проверку работы электроэнцефалографа и его калибровку. Для этого переключатель режима работы ставят в положение «калибровка», включают двигатель лентопротяжного механизма и перья гальванометров и из калибровочного устройства на входы усилителей подают калибровочный сигнал. При правильной регулировке дифференциального усилителя, верхней полосе пропускания выше 100 Гц и постоянной времени 0,3 с калибровочные сигналы положительной и отрицательной полярности имеют абсолютно симметричную форму и одинаковые амплитуды. Калибровочный сигнал имеет скачкообразный подъем и экспоненциальный спад, скорость которого определяется выбранной постоянной времени. При верхней частоте пропускания ниже 100 Гц вершина калибровочного сигнала из заостренной становится несколько закругленной, причем закругленность тем больше, чем ниже верхняя полоса пропускания усилителя (рис. 6). Понятно, что такие же изменения будут претерпевать и собственно электроэнцефалографические колебания. Используя повторную подачу калибровочного сигнала, производят подгонку уровня усиления по всем каналам.



Рис. 6. Регистрация калибровочного прямоугольного сигнала при разных значениях фильтров низких и высоких частот

Верхние три канала имеют одинаковую полосу пропускания в отношении низких частот; постоянная времени составляет 0,3 с. Нижние три канала имеют одинаковую верхнюю полосу пропускания, ограниченную 75 Гц. 1 и 4 каналы соответствуют нормальному режиму регистрации ЭЭГ.

## 3.5 Общие методические принципы исследования

Для получения правильной информации при электроэнцефалографическом исследовании необходимо соблюдение некоторых общих правил. Поскольку, как уже указывалось, ЭЭГ отображает уровень функциональной активности мозга и весьма чувствительна к изменениям уровня внимания, эмоциональному состоянию, воздействию внешних факторов, пациент во время исследования должен находиться в свето- и звукоизолированном помещении. Предпочтительным является положение обследуемого полулежа в удобном кресле, мышцы расслаблены. Голова покоится на специальном подголовнике. Необходимость расслабления, помимо обеспечения максимального покоя обследуемого, определяется тем, что напряжение мышц, особенно головы и шеи, сопровождается появлением артефактов ЭМГ в записи. Глаза пациента во время исследования должны быть закрыты, так как при этом наблюдается наибольшая выраженность нормального альфа-ритма на ЭЭГ, а также некоторых патологических феноменов у больных. Кроме того, при открытых глазах обследуемые, как правило, двигают глазными яблоками и совершают мигательные движения, что сопровождается появлением на ЭЭГ глазодвигательных артефактов. Перед проведением исследования больному объясняют его суть, говорят о его безвредности и безболезненности, излагают общий порядок процедуры и указывают ее приблизительную продолжительность. Для нанесения световых и звуковых раздражений используют фото- и фоностимуляторы. Для фотостимуляции обычно используют короткие (порядка 150 мкс) вспышки света, близкого по спектру к белому, достаточно высокой интенсивности (0,1-0,6 Дж). Некоторые системы фотостимуляторов позволяют изменять интенсивность вспышек света, что, естественно, является дополнительным удобством. Помимо одиночных вспышек света, фотостимуляторы позволяют предъявить по желанию серии одинаковых вспышек желаемой частоты и продолжительности.

Серии вспышек света заданной частоты применяют для исследования реакции усвоения ритма - способности электроэнцефалографических колебаний воспроизводить ритм внешних раздражений. В норме реакция усвоения ритма хорошо выражена на частоте мельканий, близкой к собственным ритмам ЭЭГ. Распространяясь диффузно и симметрично, ритмические волны усвоения имеют наибольшую амплитуду в затылочных отделах.

## 3.6 Основные принципы анализа ЭЭГ

Анализ ЭЭГ не представляет собой выделенной во времени процедуры, а совершается по существу уже в процессе записи. Анализ ЭЭГ во время записи необходим для контроля за ее качеством, а также для выработки стратегии исследования в зависимости от получаемой информации. Данные анализа ЭЭГ в процессе записи определяют необходимость и возможность проведения тех или иных функциональных проб, а также их продолжительность и интенсивность. Таким образом, выделение анализа ЭЭГ в отдельный параграф определяется не обособленностью этой процедуры, а спецификой задач, которые при этом решаются.

Анализ ЭЭГ складывается из трех взаимосвязанных компонентов:

. Оценка качества записи и дифференциация артефактов от собственно электроэнцефалографических феноменов.

. Частотная и амплитудная характеристика ЭЭГ, выделение характерных графоэлементов на ЭЭГ (феномены острая волна, спайк, спайк-волна и др.), определение пространственного и временного распределения этих феноменов на ЭЭГ, оценка наличия и характера переходных явлений на ЭЭГ, таких как вспышки, разряды, периоды и др., а также определение локализации источников различного типа потенциалов в мозге.

. Физиологическая и патофизиологическая интерпретация данных и формулирование диагностического заключения.

Артефакты на ЭЭГ по своему происхождению могут быть разделены на две группы - физические и физиологические. Физические артефакты обусловлены нарушениями технических правил регистрации ЭЭГ и представлены несколькими видами электрографических феноменов. Наиболее частым видом артефактов являются помехи от электрических полей, создаваемых устройствами передачи и эксплуатации промышленного электрического тока. В записи они достаточно легко распознаются и выглядят как регулярные колебания правильной синусоидной формы частотой 50 Гц, накладывающиеся на текущую ЭЭГ или (при ее отсутствии) представляющие единственный вид колебаний, регистрируемых в записи.

Причины появления этих помех следующие:

. Наличие мощных источников электромагнитных полей сетевого тока, таких как распределительные трансформаторные станции, рентгеноаппаратура, физиотерапевтическая аппаратура и др., при отсутствии соответствующей экранировки помещения лаборатории.

. Отсутствие заземления электроэнцефалографической аппаратуры и оборудования (электроэнцефалографа, стимулятора, металлического кресла или кровати, на которых располагается обследуемый, и др.).

. Плохой контакт между отводящим электродом и телом больного или между заземляющим электродом и телом больного, а также между этими электродами и входной коробкой электроэнцефалографа.

Для выделения на ЭЭГ значимых признаков ее подвергают анализу. Как для всякого колебательного процесса, основными понятиями, на которые опирается характеристика ЭЭГ, являются частота, амплитуда и фаза.

Частота определяется количеством колебаний в секунду, ее записывают соответствующим числом и выражают в герцах (Гц). Поскольку ЭЭГ представляет собой вероятностный процесс, на каждом участке записи встречаются, строго говоря, волны различных частот, поэтому в заключение приводят среднюю частоту оцениваемой активности. Обычно берут 4-5 отрезков ЭЭГ длительностью 1 с и сосчитывают количество волн на каждом из них. Средняя из полученных данных будет характеризовать частоту соответствующей активности на ЭЭГ

Амплитуда - размах колебаний электрического потенциала на ЭЭГ, ее измеряют от пика предшествующей волны до пика последующей волны в противоположной фазе (рис. 7); оценивают амплитуду в микровольтах (мкВ). Для измерения амплитуды используют калибровочный сигнал. Так, если калибровочный сигнал, соответствующий напряжению 50 мкВ, имеет на записи высоту 10 мм (10 клеток), то соответственно 1 мм (1 клетка) отклонения пера будет означать 5 мкВ. Измерив амплитуду волны ЭЭГ в миллиметрах и помножив ее на 5 мкВ, получим амплитуду этой волны. В компьютеризированных устройствах значения амплитуд можно получать автоматически.

Фаза определяет текущее состояние процесса и указывает направление вектора его изменений. Некоторые феномены на ЭЭГ оценивают количеством фаз, которые они содержат. Монофазным называется колебание в одном направлении от изоэлектрической линии с возвратом к исходному уровню, двухфазным - такое колебание, когда после завершения одной фазы кривая переходит исходный уровень, отклоняется в противоположном направлении и возвращается к изоэлектрической линии. Полифазными называют колебания, содержащие три и более фаз (рис. 8). В более узком смысле термином «полифазная волна» определяют последовательность а- и медленной (обычно δ-) волны.



Рис. 7. Измерение частоты (I) и амплитуды (II) на ЭЭГ. Частота измеряется как число волн в единицу времени (1 с). А - амплитуда



Рис. 8. Монофазный спайк (1), двухфазное колебание (2), трехфазное (3), полифазное (4)

Под понятием «ритм» на ЭЭГ подразумевается определенный тип электрической активности, соответствующий некоторому определенному состоянию мозга и связанный с определенными церебральными механизмами. Соответственно при описании ритма указывается его частота, типичная для определенного состояния и области мозга, амплитуда и некоторые характерные черты его изменений во времени при изменениях функциональной активности мозга.

В связи с этим представляется целесообразным при описании основных ритмов ЭЭГ связывать их с некоторыми состояниями человека.

# ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Электроэнцефалография применяется при всех неврологических, психических и речевых расстройствах. По данным ЭЭГ можно изучить цикл «сон и бодрствование», установить сторону поражения, расположение очага поражения, оценить эффективность проводимого лечения, наблюдать за динамикой реабилитационного процесса. Большое значение ЭЭГ имеет при исследовании больных с эпилепсией, поскольку лишь на электроэнцефалограмме можно выявить эпилептическую активность головного мозга.

Записанная кривая, отражающая характер биотоков мозга, называется электроэнцефалограммой (ЭЭГ). Электроэнцефалограмма отражает суммарную активность большого количества клеток мозга и состоит из многих компонентов. Анализ электроэнцефалограммы позволяет выявить на ней волны, различные по форме, постоянству, периодам колебаний и амплитуде (вольтажу).

# СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Акимов Г. А. Преходящие нарушения мозгового кровообращения. Л. Медицина, 1974.с. 168.

. Бехтерева Н. П., Камбарова Д. К., Поздеев В. К. Устойчивое паталогическое состояние при болезнях головного мозга. Л. Медицина, 1978.с. 240.

.Боева Е. М. Очерки по патофизиологии закрытой травмы мозга. М. Медицина, 1968.

. Болдырева Г. Н. Роль диэнцефальных структур в организации электрической активности мозга человека. В кн. Электрофизиологическое исследование стационарной активности мозга. М. Наука, 1983.с. 222-223.

. Болдырева Г. Н., Брагина Н. Н., Доброхотова К. А., Вихерт Т. М. Отражение в ЭЭГ человека очагового поражения таламоподбугровой области. В кн. Основные проблемы электрофизиологии головного мозга. М. Наука, 1974.с. 246-261.

. Бронзов И. А., Болдырев А. И. Электроэнцефалографические показатели у больных с висцеральным ревматизмом и пароксизмами ревматического генеза. В кн. Всероссийская конференция по проблеме эпилепсии М. 1964.с. 93-94

. Бреже М. Электрофизиологическое изучение зрительного бугра и гиппокампа у человека. Физиологический журнал СССР, 1967, т. 63, N 9, с. 1026-1033.

. Вейн А. М. Лекции по неврологии неспецифических систем мозга М. 1974.

. Вейн А. М., Соловьева А. Д., Колосова О. А. Вегето-сосудистая дистония М. Медицина, 1981, с. 316.

.Верищагин Н. В. Патология вертебробазилярной системы и нарушения мозгового кровообращения М. Медицина, 1980, с. 308.

. Георгиевский М. Н. Врачебно-трудовая экспертиза при неврозах. М. 1957.