

НПО УЧЕБНОЙ ТЕХНИКИ «ТУЛАНАУЧПРИБОР»

МЕТОДИЧЕСКОЕ РУКОВОДСТВО ПО ВЫПОЛНЕНИЮ  
ЛАБОРАТОРНЫХ РАБОТ



**ФМБ-9**

**МОДЕЛЬ ЭЭГ. ИЗУЧЕНИЕ ПРИНЦИПОВ РАБОТЫ  
ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФА.**

Тула, 2012 г.

## **ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА.** **МОДЕЛЬ ЭЭГ. ИЗУЧЕНИЕ ПРИНЦИПОВ РАБОТЫ** **ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФА.**

Цель работы: изучение принципа работы электроэнцефалографа, теории электроэнцефалографии и структурной схемы построения аппарата ЭЭГ.

### **ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОПИСАНИЕ.**

#### **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, V. Matthews (1934), G. Walter (1950), В. С. Русинова (1954), В. Е. Майорчик (1957), Н. П. Бехтеревой (1960), Л. А. Новиковой (1962), Н. 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 складывается 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 данного нейрона (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 мВ), 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 (рис. 1).

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 обуславливает вероятность генерации спайка данным нейроном (рис. 2).

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 частотой 10 в секунду; в то же время по каждому из синаптических окончаний к дендритам 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.

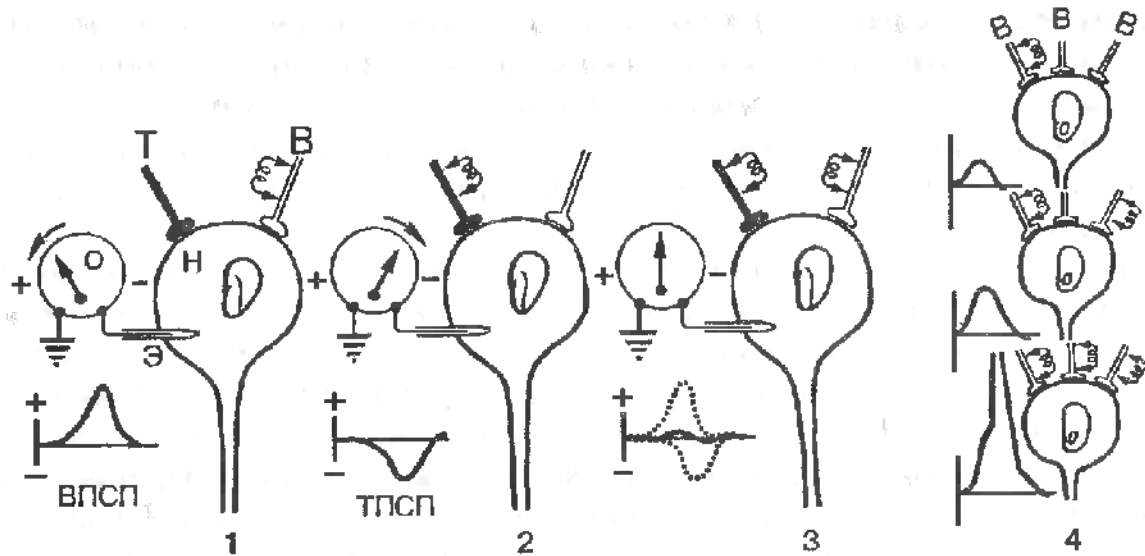


Рис. 1. Изменения мембранного потенциала нейрона при возбуждающем и тормозном синаптическом воздействии.

Н — тело нейрона; Т — тормозное нервное окончание; В — возбуждающее нервное окончание; О — осциллограф; Э — внутриклеточный микроэлектрод; 1 — активация возбуждающего синапса приводит к возникновению ВПСП; 2 — активация тормозного синапса приводит к возникновению ТПСП; 3 — одновременная активация возбуждающего и тормозного синапсов с взаимной нейтрализацией ВПСП и ТПСП; 4 — нарастание амплитуды ВПСП и возникновение потенциала действия при достижении порогового уровня деполяризации с увеличением количества одновременно активированных возбуждающих синапсов.

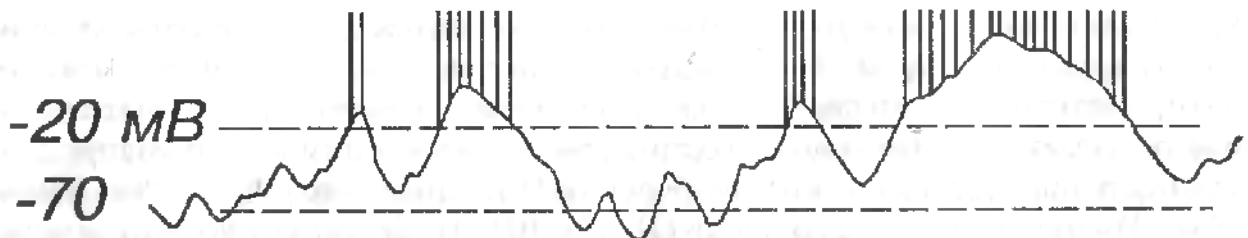


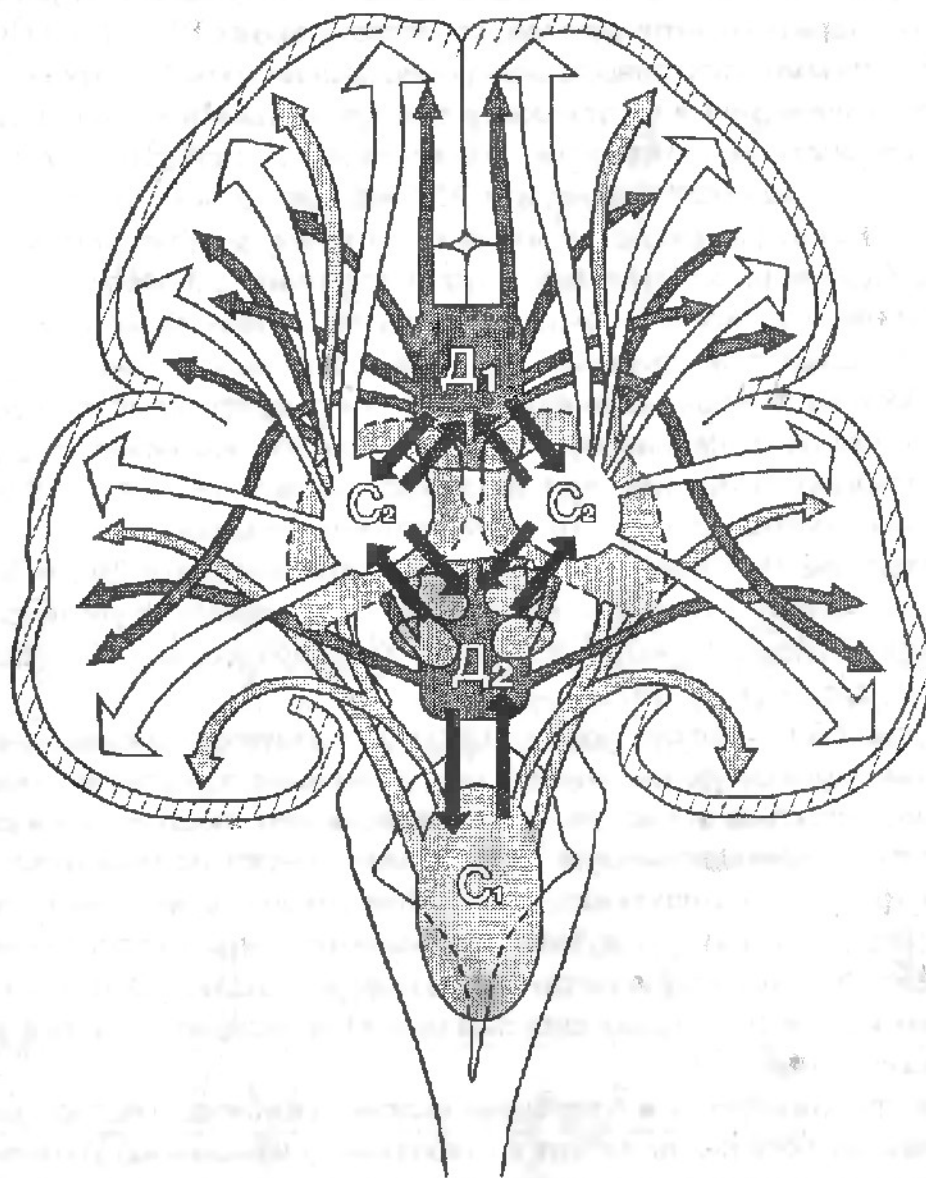
Рис. 2. Соотношения между колебаниями уровня соматодедритных ПСП с генерацией нейроном спайков.

— 70 мВ — потенциал покоя мембраны.

— 20 мВ — уровень критической деполяризации, ниже которого возникает генерация нейроном потенциала действия — спайка. Видно соответствие периодов генерации спайков периодам избыточной деполяризации мембраны нейрона, вызванной возбуждательной синаптической активацией.

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).



**Рис. 3.** Восходящая ретикулоталкальная неспецифическая система регуляции уровня функциональной активности мозга. Д<sub>1</sub> и Д<sub>2</sub> — десинхронизирующие активизирующие системы среднего мозга и переднего мозга соответственно, С<sub>1</sub> и С<sub>2</sub> — синхронизирующие тормозящие сомногенные системы продолговатого мозга и моста и неспецифических ядер промежуточного мозга соответственно.

### 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  $\text{Na}^+$ , преобладающих в экстраклеточной среде, и ионов  $\text{K}^+$  и  $\text{Cl}^-$ , 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).

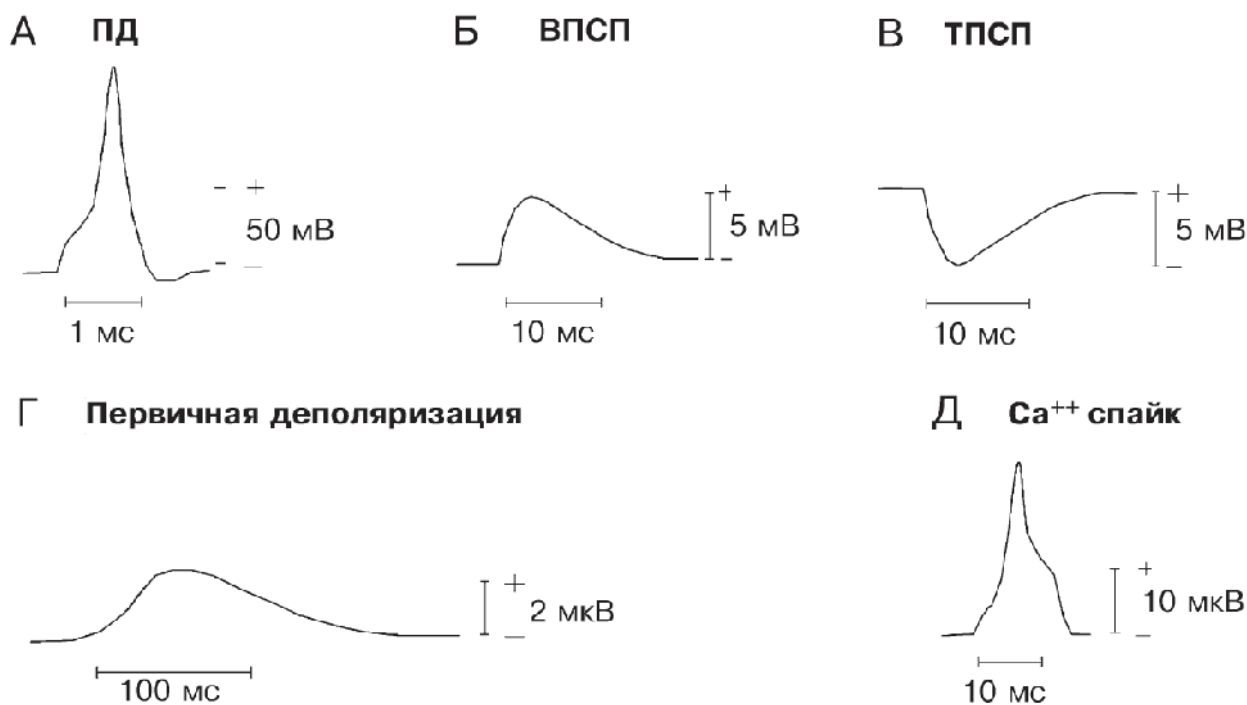


Рис. 4. Виды потенциалов, регистрируемых в ЦНС, их временные и амплитудные соотношения.

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 citoархитектонически 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; Nosek et al., 1978; Гутман, 1980; Жадин, 1984).

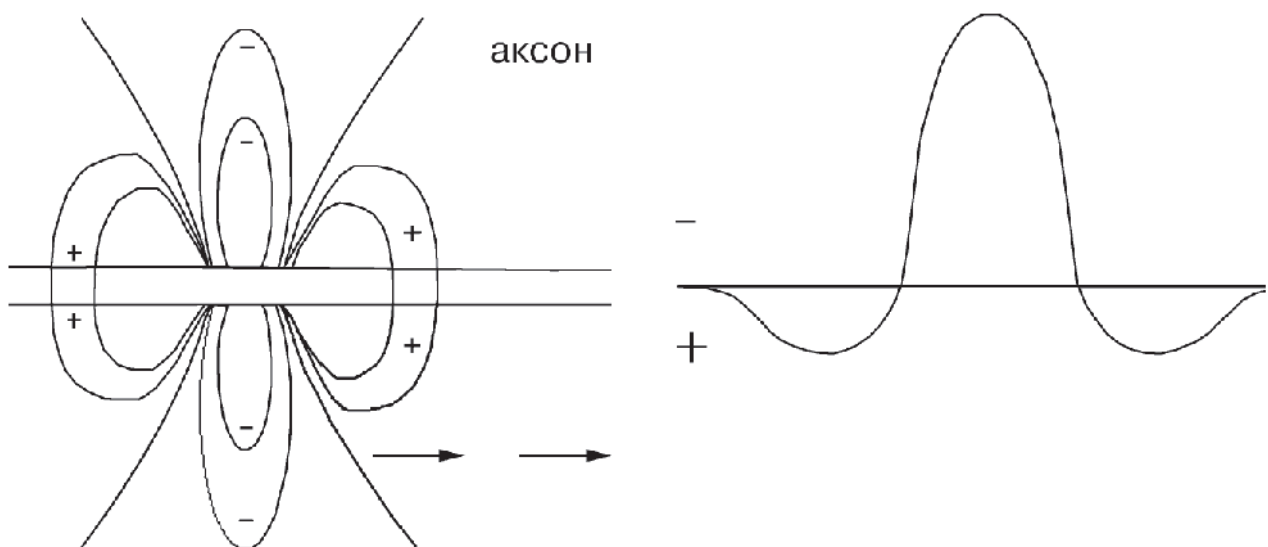


Рис. 5. Представление возбужденного нервного волокна и нервного центра как электрического диполя с линиями поля в объемном проводнике; конструкция трехфазной характеристики потенциала в зависимости от относительного расположения источника по отношению к отводящему электроду.

Общий вклад образований мозга, участвующих в генерации ЭЭГ и ВП, схематично представлен на рис. 6. На примере зрительного анализатора схематично представлены основные элементы ЦНС и типы потенциалов, генерируемых на разном уровне, которые могут вносить вклад в ответ, регистрируемый на поверхности скальпа. ПД — потенциал действия — участвует в проведении афферентации. ВПСП и ТПСП — возбуждающий и тормозной постсинаптические дендритные потенциалы, генерируемые в релейных и ассоциативных ядрах мозга и коре.

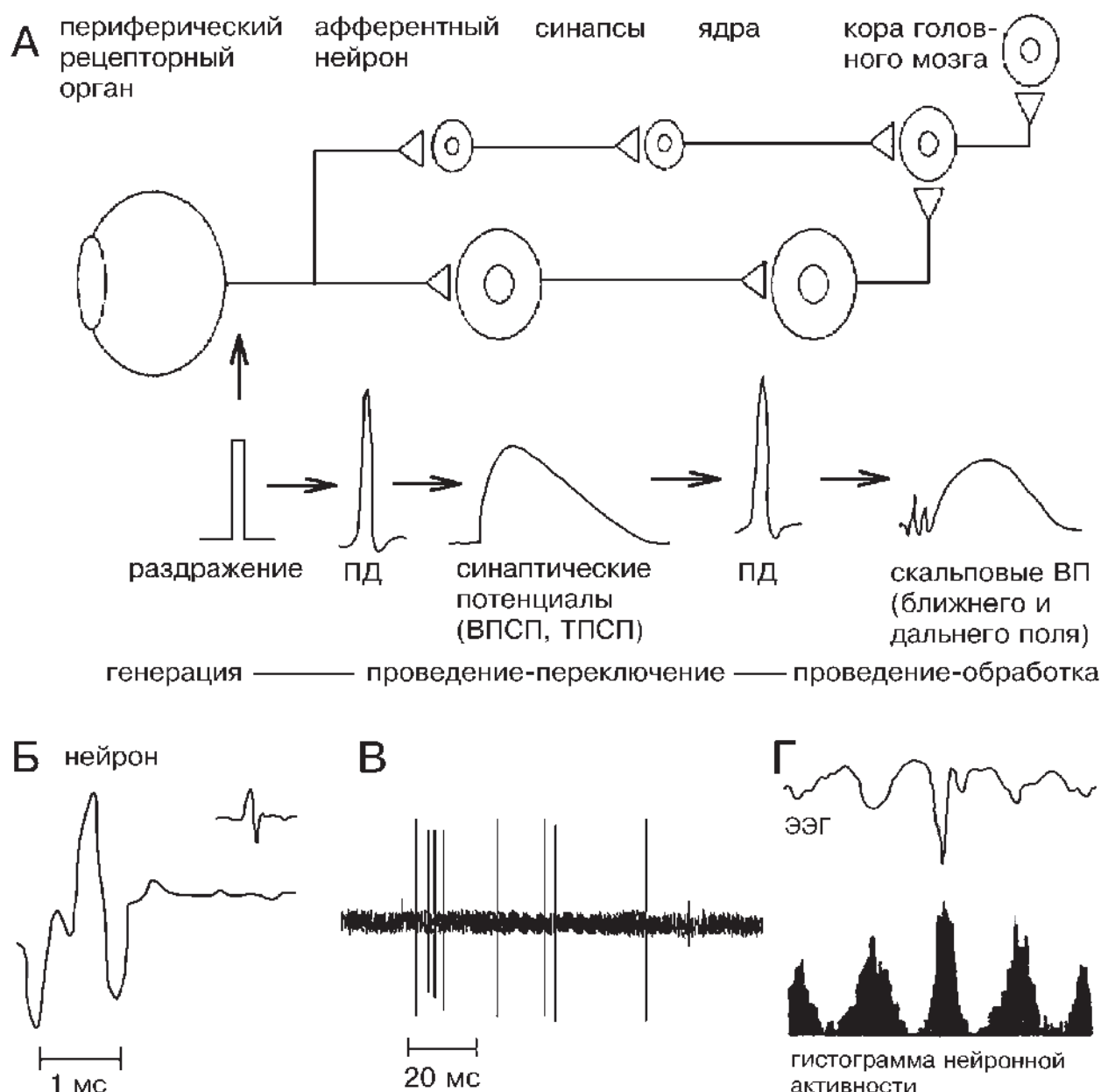


Рис. 6. Основные элементы ЦНС, дающие вклад в генерацию ЭЭГ и ВП.

**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 —  $G=0,33$  (Ом·м)<sup>-1</sup>, СМЖ с лучшей электропроводностью —  $G=1$  (Ом·м)<sup>-1</sup>, над ней слабо проводящая кость —  $G=0,04$  (Ом·м)<sup>-1</sup>. Скальп обладает сравнительно хорошей проводимостью, почти такой же, как у мозговой ткани —  $G=0,28-0,33$  (Ом·м)<sup>-1</sup> (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).

Отмечалось также влияние трепанационных отверстий в черепе и дефектов черепа на распределение разных сигналов ЭЭГ на поверхности головы, имеющих большее значение для интерпретации в клинической ЭЭГ (Guiloff, Cobb, 1977; Murray, 1981). На следующем рисунке показаны изменения характера ЭЭГ у больного до и после пластики большого дефекта в левой височно-центральной области. До пластики в ЭЭГ отмечалась отчетливая асимметрия с большей амплитудой и более высокочастотным характером активности в зоне дефекта. После пластики дефекта кости картина ЭЭГ становится симметричной, уменьшаются ранее выявляемые высокочастотные составляющие сигнала (рис. 9).

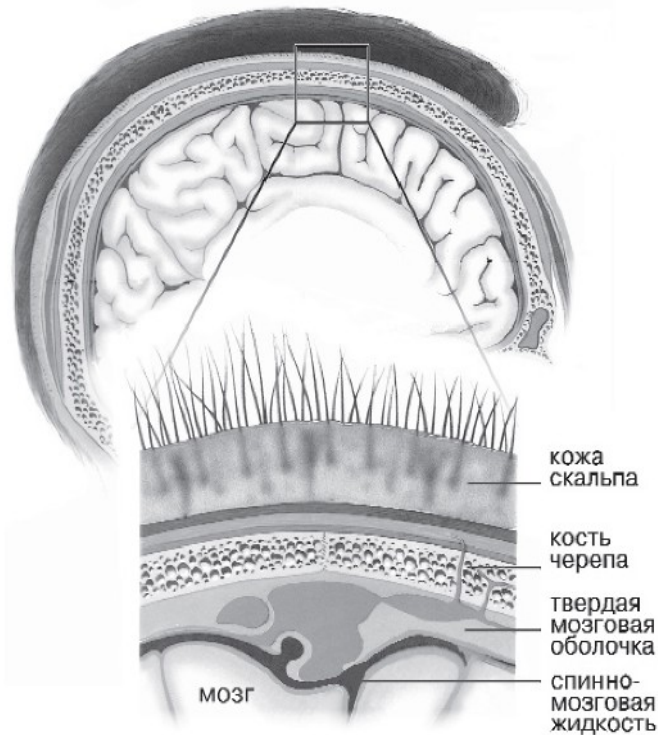


Рис. 7. Основные внутричерепные составляющие и их соотношения, влияющие на регистрацию ЭЭГ (ВП).

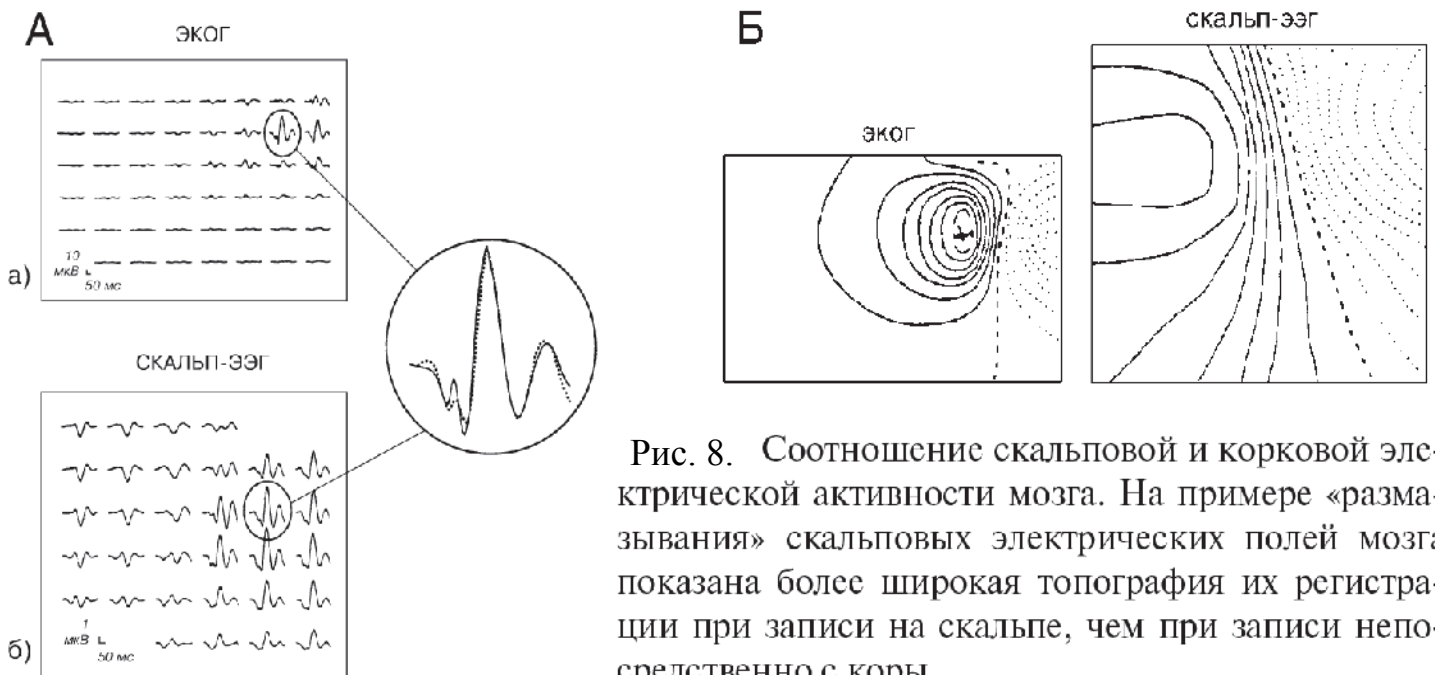


Рис. 8. Соотношение скальповой и корковой электрической активности мозга. На примере «размазывания» скальповых электрических полей мозга показана более широкая топография их регистрации при записи на скальпе, чем при записи непосредственно с коры.

**А.** Распределение корковых (а) и скальповых (б) соматосенсорных ВП и наложение ответов в точке с максимумом их регистрации (справа в круге: сплошная линия — корковые, пунктир — скальповые ССВП). Видно размазывание ответов, регистрируемых на поверхности скальпа, по сравнению с ответами, снятыми на поверхности коры, и уменьшение высокочастотных компонентов ответа за счет их сглаживания на скальповой записи.

**Б.** То же относительно потенциальных карт. Более компактное распределение потенциальных изолиний и меньшее расстояние между экстремумами при корковой регистрации, чем при скальповой.

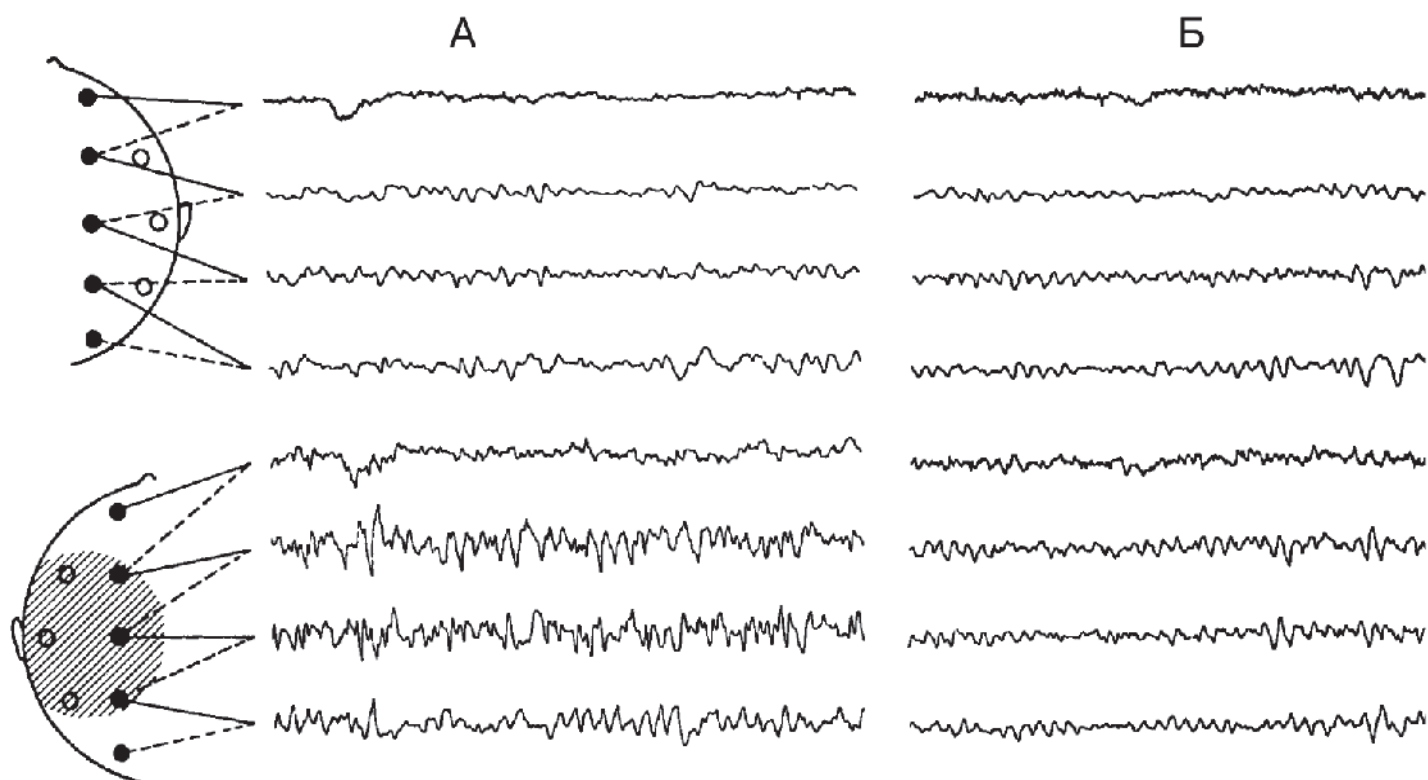


Рис. 9. Влияние кости черепа на регистрацию ЭЭГ.  
**А.** Запись ЭЭГ у больного с дефектом черепа (левое полушарие); более высокочастотный характер и более высокая амплитуда на стороне дефекта.  
**Б.** Та же запись после пластики дефекта костью. Отсутствие явной асимметрии и уменьшение выраженности высокочастотной составляющей активности.

### **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 одновременно 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 обследовании маленьких детей и больных с нарушением сознания и контакта с окружающими при долговременных записях и исследовании сна предпочтительны чашечковые электроды, имеющие форму диска с приподнятыми краями, к которому припаян провод. Чашечка заполняется контактной электродной пастой, содержащей помимо раствора хлорида натрия желеобразные связующие и некоторые вещества, размягчающие верхний слой эпидермиса. Электрод крепят на голове с помощью специальной резиновой шапочки, липкой ленты или приклеивают коллодием (рис. 10).

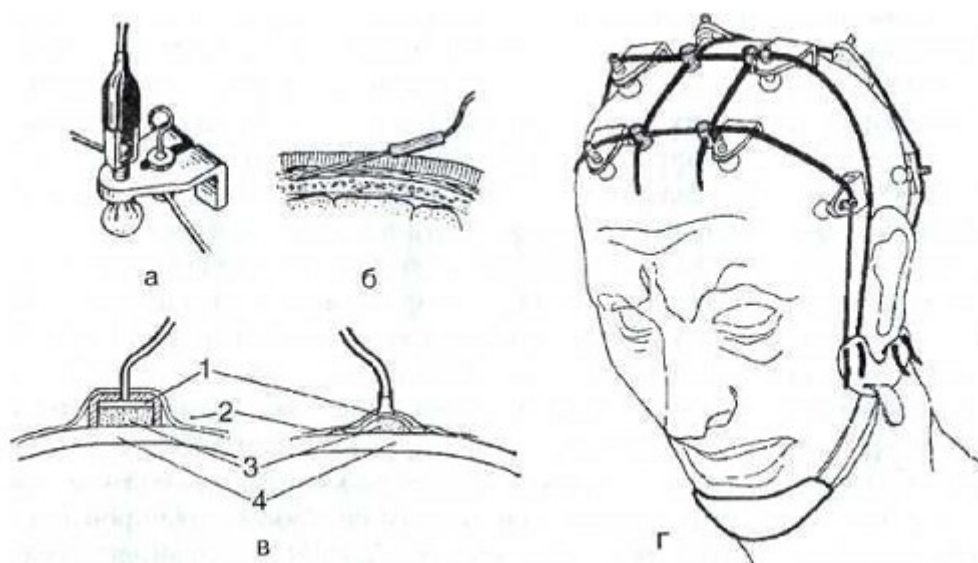


Рис. 10. Типы электродов и способы их крепления на голове.

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

Волосы раздвигают, кожу тщательно протирают спиртом для удаления жировой пленки, образуемой выделениями сальных желез, сильно увеличивающей сопротивление в области контакта электрода с кожей и способствующей тем самым возникновению помех от внешних

электромагнитных полей. 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.

В современных электроэнцефалографах электродная коробка обычно представляет единый блок с усилителями, а в безбумажных (компьютерных) системах содержит и блок аналого-цифрового преобразования ЭЭГ. Усилительно-регистрирующие устройства, как правило, монтируются из двух отдельных блоков, связанных в свою очередь соединительным кабелем, — блока предварительного усиления и блока собственно регистрации (рис. 11). Блок предварительного усиления состоит из набора идентичных предварительных усилителей соответственно числу каналов регистрации. Каждый из каналов усиления обычно имеет ручки управления, выведенные на переднюю панель блока предварительного усиления.

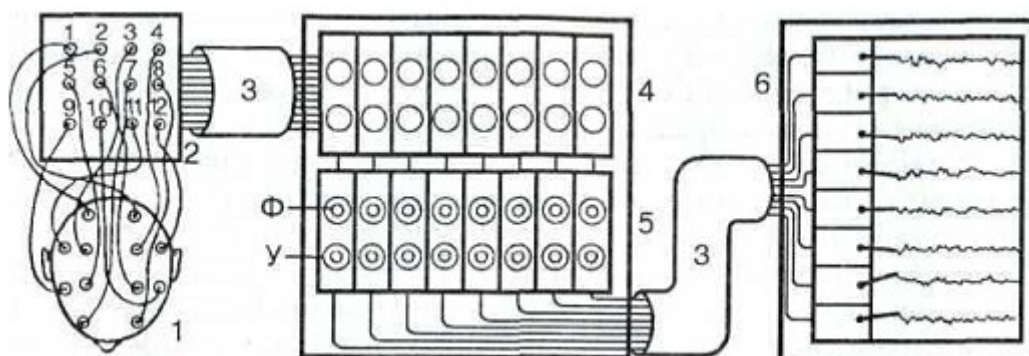


Рис. 11. Блок-схема электроэнцефалографа.

1 — голова исследуемого с отводящими электродами (вид сверху); 2 — входная коробка; 3 — соединительные кабели; 4 — селекторный блок с переключателями для каждого канала; 5 — блок усиления с регуляторами фильтров высокой и низкой частоты (Ф) и грубой или плавной регулировки усиления (У); 6 — блок регистрации.

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

В цифровых электроэнцефалографах все регулировки чувствительности и коммутации электродов осуществляются программно с клавиатуры компьютера или специализированного процессора. Регулировки чувствительности позволяют подобрать усиление таким образом, чтобы получить оптимальный режим регистрации в зависимости от амплитуды входного сигнала. Возможность регулирования коэффициента усиления прибора в широких пределах позволяет использовать электроэнцефалограф для записи не только ЭЭГ, но и других биологических сигналов, таких как ЭМГ, ЭКГ, а также сигналов от различного рода датчиков — преобразователей дыхания, сопротивления, механических колебаний и др.

Для задания полосы пропускания усилителя на каждом из каналов имеются регуляторы фильтров высокой и низкой частоты. Фильтр низкой частоты определяет верхний предел частот, которые будут без искажения пропускаться усилителем.

Современные электроэнцефалографы позволяют регулировать этот предел в границах от 1500 до 15 Гц. Фильтры низкой частоты используют обычно в тех случаях, когда в записи присутствуют высокочастотные помехи, которые не могут быть исключены иным способом. В частности, при обследовании некоторых больных невозможно добиться достаточного расслабления; в таких случаях для исключения из ЭЭГ артефакта мышечной активности (ЭМГ) приходится пользоваться фильтрами высоких частот.

Регулировку нижней полосы пропускания электроэнцефалографа производят фильтрами высоких частот путем изменения постоянной времени усилителя. Ограничение нижней полосы пропускания прибора необходимо для исключения из записи артефактов медленных изменений потенциала кожи, изменений потенциала, связанных с незначительными смещениями электродов и изменениями в области контакта между кожей и электродом. По международному стандарту в электроэнцефалографии принята постоянная времени усилителя, равная 0,3 секунды, которая обеспечивает неискаженную регистрацию всех основных низкочастотных составляющих ЭЭГ. Чем больше постоянная времени, тем больше низкочастотных составляющих пропускается усилителем.

Для стандартизации режима работы электроэнцефалографа применяют калибровочное устройство. Это устройство подает одновременно на входы всех усилителей прямоугольный сигнал, амплитуда которого может быть различной в зависимости от выбранного масштаба усиления. Для записи ЭЭГ используют

стандартный калибровочный сигнал, обычно соответствующий амплитуде 50 мкВ.

После усиления сигнал подается в блок регистрации электроэнцефалографа. Кроме того, с блоков предварительного усиления электрическая активность может быть выведена с помощью дополнительных выходов на внешние системы регистрации или обработки: магнитописец, катодный осциллограф, анализатор-интегратор или специализированную ЭВМ.

Для осуществления движения бумажной ленты с постоянной скоростью в регистрирующем блоке имеется лентопротяжный механизм с переключателем скоростей. Стандартная скорость записи, принятая в клинической электроэнцефалографии, составляет 30 мм/с. При записи ЭЭГ ночного сна принят международный стандарт 15 мм/с. В блоке регистрации имеются отдельные тумблеры для включения и выключения перьев гальванометра и двигателя лентопротяжного механизма.

В цифровых электроэнцефалографах ЭЭГ записывается на диск компьютера с одновременным выводом изображения на экран. По окончании регистрации нужные страницы записи могут быть выведены в виде бумажной копии с помощью принтера или самописца.

На рис. 12 представлена типовая структурная схема цифрового электроэнцефалографа. Чаще всего такие системы строятся на основе персонального компьютера, реже — на основе встроенного процессорного блока.

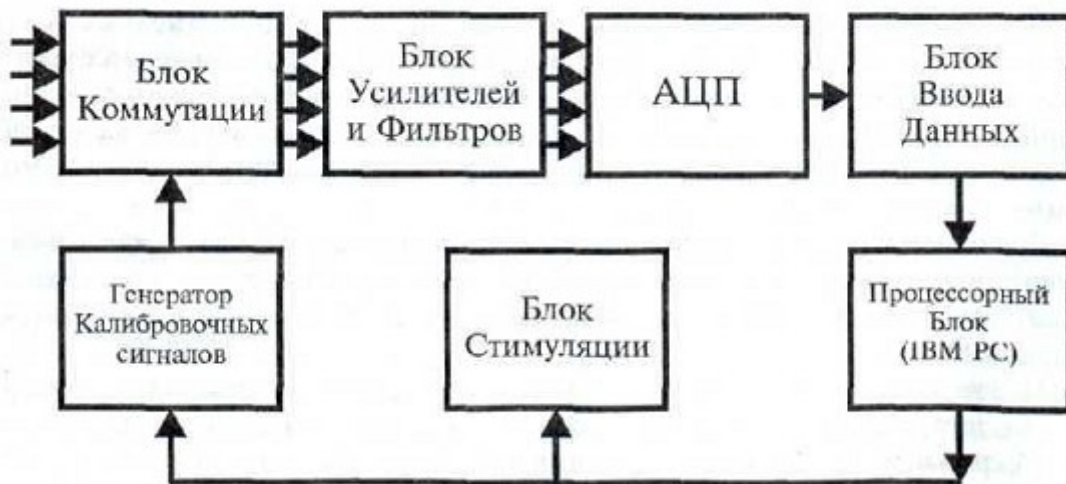


Рис. 12. Структурная схема цифрового электроэнцефалографа.

Цифровые электроэнцефалографы, как и аналоговые, имеют входные коммутаторы, предварительные усилители и фильтры. Аналого-цифровой преобразователь (АЦП) обеспечивает возможность использования компьютера для дальнейшей обработки и хранения сигналов. При достаточном быстродействии компьютера и канала ввода данных фильтрация сигналов

может производиться программно, что упрощает построение аналоговых фильтров, обеспечивает стабильность характеристик тракта обработки сигналов, дает возможность оперативной регулировки частотной характеристики.

### 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. 13). Понятно, что такие же изменения будут претерпевать и собственно электроэнцефалографические колебания. Используя повторную подачу калибровочного сигнала, производят подгонку уровня усиления по всем каналам.

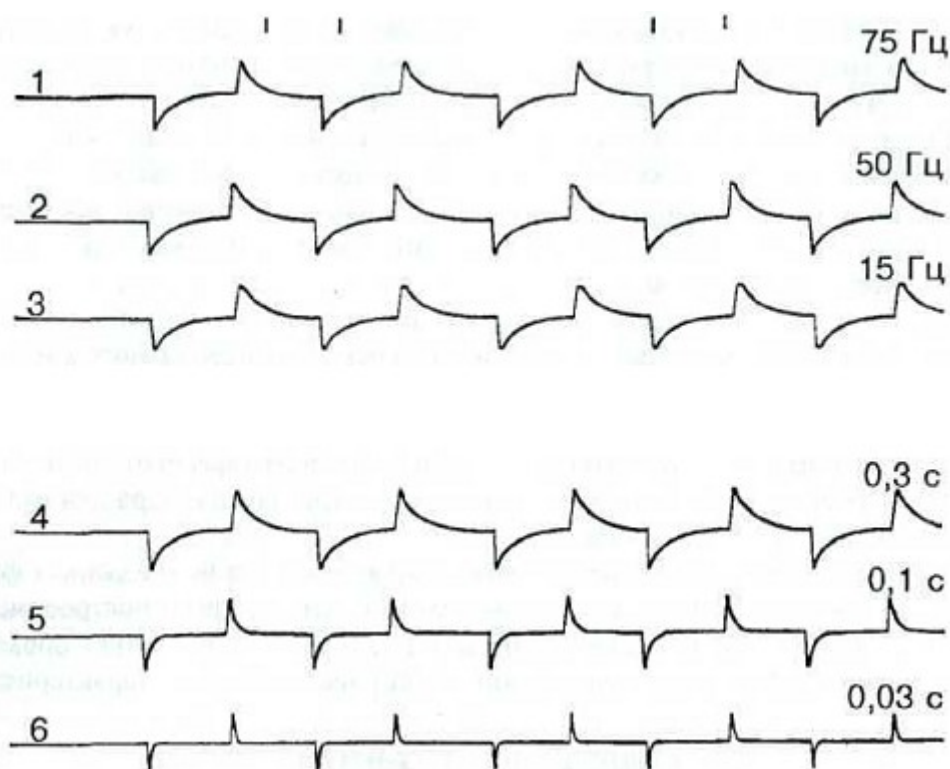


Рис. 13. Регистрация калибровочного прямоугольного сигнала при разных значениях фильтров низких и высоких частот. Верхние три канала имеют одинаковую полосу пропускания в отношении низких частот; постоянная времени составляет 0,3 с. Нижние три канала имеют одинаковую верхнюю полосу пропускания, ограниченную 75 Гц. 1 и 4 каналы соответствуют нормальному режиму регистрации ЭЭГ.

В компьютеризированных электроэнцефалографах калибровочный сигнал используется для проверки корректности параметров усилителей и их идентичности. Оценку амплитуды производят по сетке на экране и распечатке, цена делений которой отражает чувствительность и скорость развертки данной конкретной записи, что автоматически указывается в соответствующих сопровождающих текстах распечатки или экрана. При необходимости точное значение амплитуды получают автоматически с помощью расстановки соответствующих маркеров.

После калибровки переключатель режима работы энцефалографа ставят в положение «измерение», тем самым подключая на входы усилителей электрическую активность, отводимую электродами от обследуемого, и включают лентопротяжный механизм электроэнцефалографа. При этом на регистрирующей бумаге должна появиться характерная картина ЭЭГ.

Как уже указывалось, разность потенциалов, регистрируемая от какой-либо пары электродов, находящихся на голове обследуемого, отражает электрические процессы в мозге не только вблизи этих электродов, но и в удалении от них. В связи с этим для оценки распределения источников потенциалов в мозге необходим учет всей картины электрической активности, получаемой от многих пар электродов в различных их комбинациях.

При расположении электродов на голове обследуемого используемые схемы отведений должны отвечать некоторым основным требованиям. Во-первых, в схеме должны быть представлены все основные отделы конвексимальной поверхности мозга: лобные, центральные, теменные, затылочные, передние и задние височные. Во-вторых, поскольку, как указывалось выше, одной из основных характеристик нормальной ЭЭГ является ее существенная симметричность, электроды также должны располагаться симметрично относительно срединной сагиттальной линии головы. Наконец, так как разность потенциалов зависит от расстояния между электродами, то расстояния между всеми соседними электродами должны быть одинаковыми.

В клинической электроэнцефалографии используют две основные системы отведений ЭЭГ: международную систему «10-20» (Jasper H., 1957), а также модифицированные схемы с уменьшенным количеством электродов (Gibbs P., Gibbs E., 1950; Jung J., 1939).

Точки расположения электродов в системе «10-20» определяют следующим образом. Измеряют расстояние по сагиттальной линии от *inion* до *nasion* и принимают его за 100%. В 10% этого расстояния от *inion* и *nasion* устанавливают соответственно нижний лобный (Fp) и затылочный (O) сагиттальные электроды. Остальные сагиттальные электроды (F, Cz и P) располагают между этими двумя на равных расстояниях, составляющих 20% от расстояния *inion-nasion*. Вторая основная линия проходит между двумя слуховыми проходами через *vertex* (макушку). Нижние височные электроды (T3, T4) располагают соответственно в 10% этого расстояния над слуховыми

проходами, а остальные электроды этой линии (C3, Cz, C4) — на равных расстояниях, составляющих 20% длины биаурикулярной линии. Через точки T3, C3, C4, T4 от inion к nasion проводят линии и по ним располагают остальные электроды (P3, P4, T5, T6, F3, F4, F7, F8, Fp1, Fp2). На мочки ушей помещают электроды, обозначаемые соответственно A1 и A2. Буквенные символы обозначают основные области мозга и ориентиры на голове: O — occipitalis, P — parietalis, C — centralis, F — frontalis, A — auricularis. При этом следует помнить что количество электродов и их нумерация может зависеть от аппарата для снятия ЭЭГ (рис. 14).

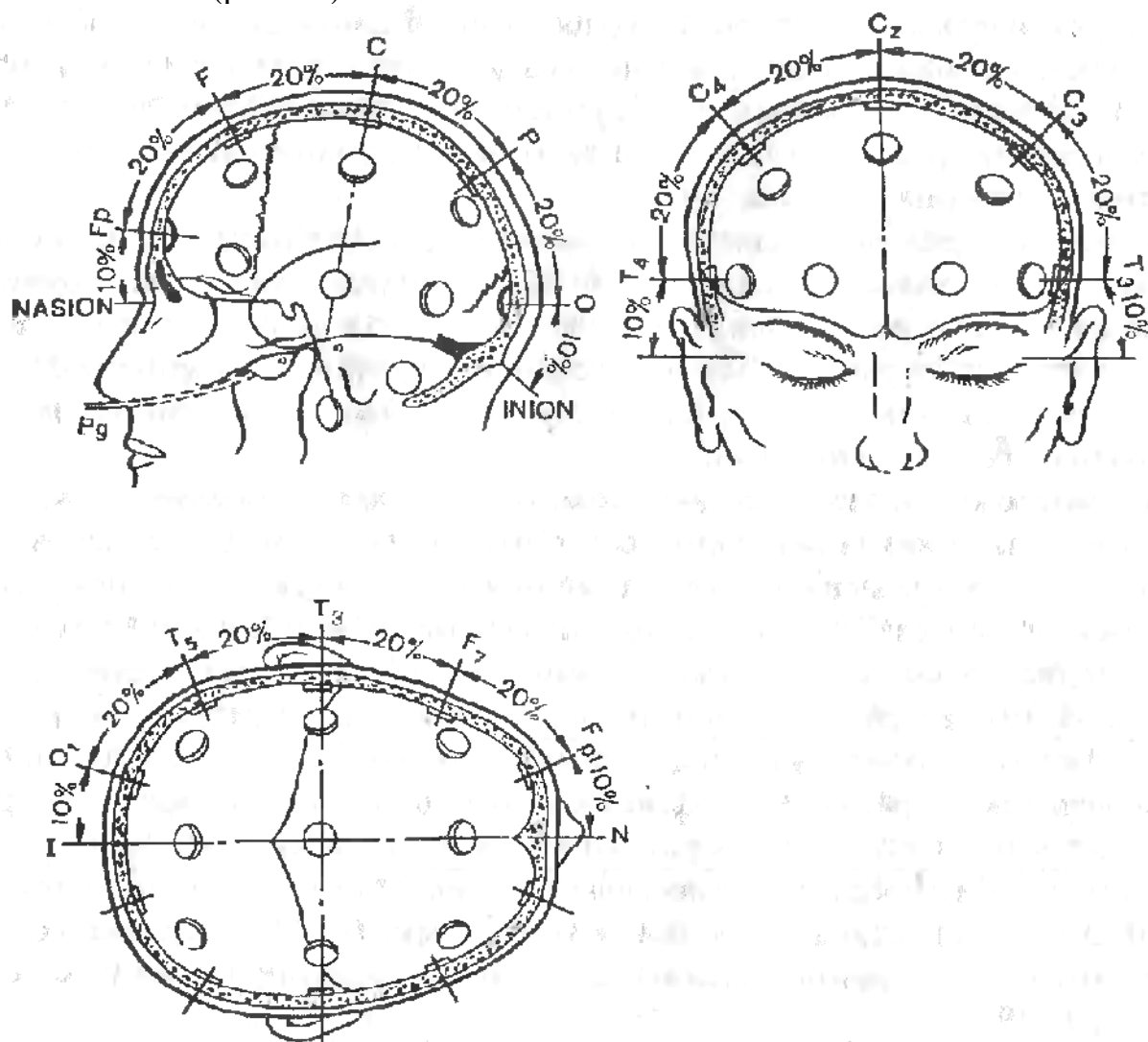


Рис. 14. Международная схема расположения электродов «10-20».

В модификации F.Gibbs, E.Gibbs (1950) положения электродов те же, что в системе «10-20», но количество их уменьшено до 12. На каждом полушарии устанавливают по 4 электрода по парасагитальным линиям и по одному височному электроду на линии аурикулярной вертикали. Референтные электроды располагают на мочках ушей. Иногда дополнительно вводят по

одному передневисочному электроду в положении, близком F7 и F8 по системе «10-20». Система Гиббсов не очень удобна, потому что в ней плотность электродов в передней части головы больше, чем в задней. В связи с этим большее распространение получила система отведений Юнга (Jung J., 1953), близкая к системе Гиббсов.

По системе Юнга лобные электроды (Fd, Fs) устанавливают в верхней части лба на расстоянии 3-4 см от средней линии, затылочные (Od и Os) — на 3 см вышеinion и на 3-4 см от средней линии. Отрезки парасагиттальных линий Fd-Od и Fs-Os делят на три равные части и в точках деления устанавливают центральные (Cd и Cs) и теменные (Pd и Ps) электроды. На горизонтальном уровне верхнего края ушной раковины по фронтальной линии Cd-Cs располагают передние височные (Tad и Tas), а по фронтальной линии Pd-Ps — задние височные (Trd и Trs) электроды. Преимущество этой схемы заключается в том, что электроды здесь распределены равномерно по поверхности головы и все основные отделы конвекситальной поверхности мозга представлены в ЭЭГ. Дальнейшие записи ЭЭГ, иллюстрирующие текст, сделаны в системе Юнга и в системе «10-20». Выбор той или иной схемы определяется конкретными условиями исследования.

В последнее время система «10 — 20%» расширена с 21 до 86 электродов, и такая система названа «10 — 10%» с соответствующими обозначениями используемых электродов (рис. 16).

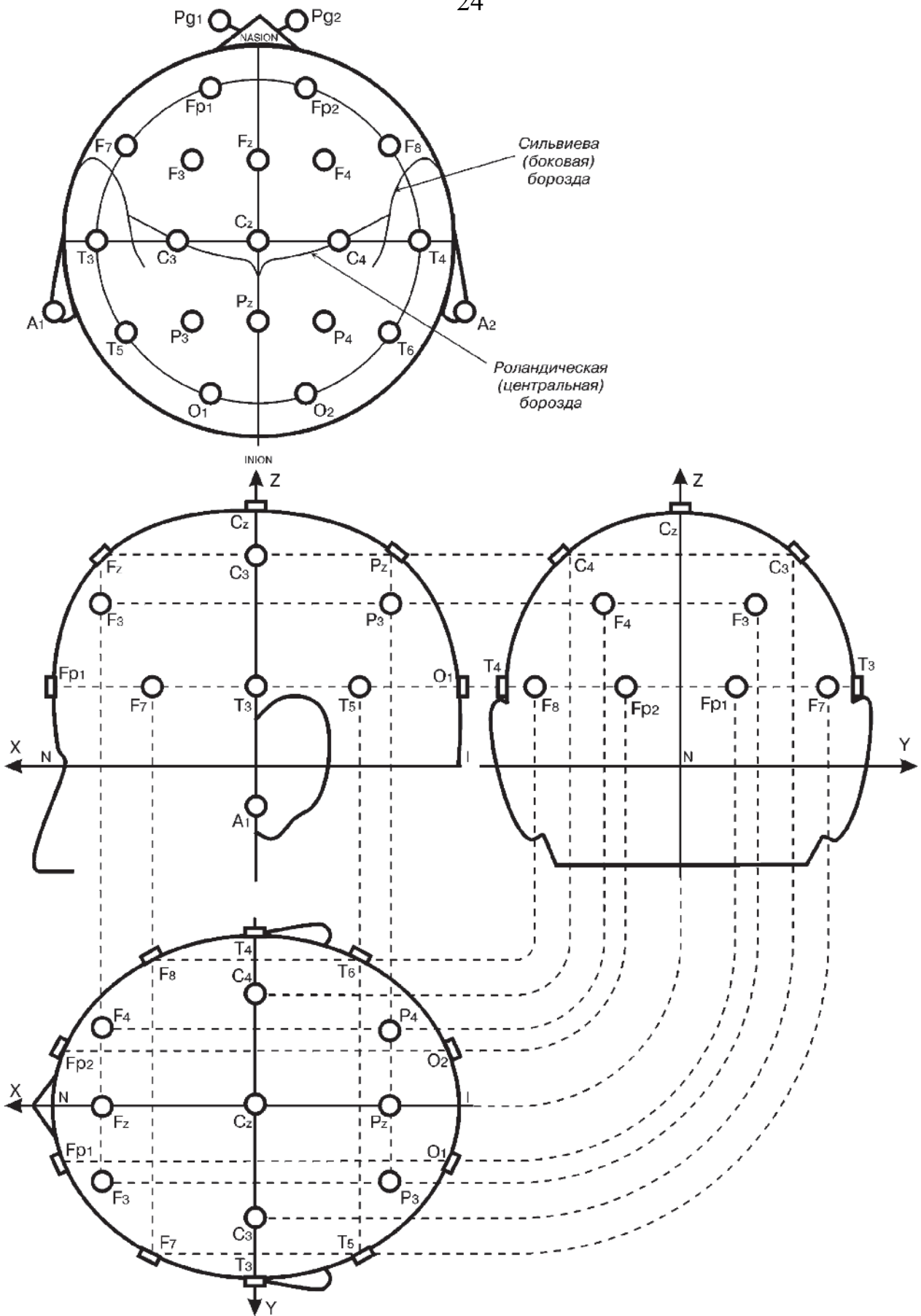


Рис. 15. Международная система «10–20%» расположения электродов и ее изображение в проекциях прямоугольной системы координат X, Y и Z.

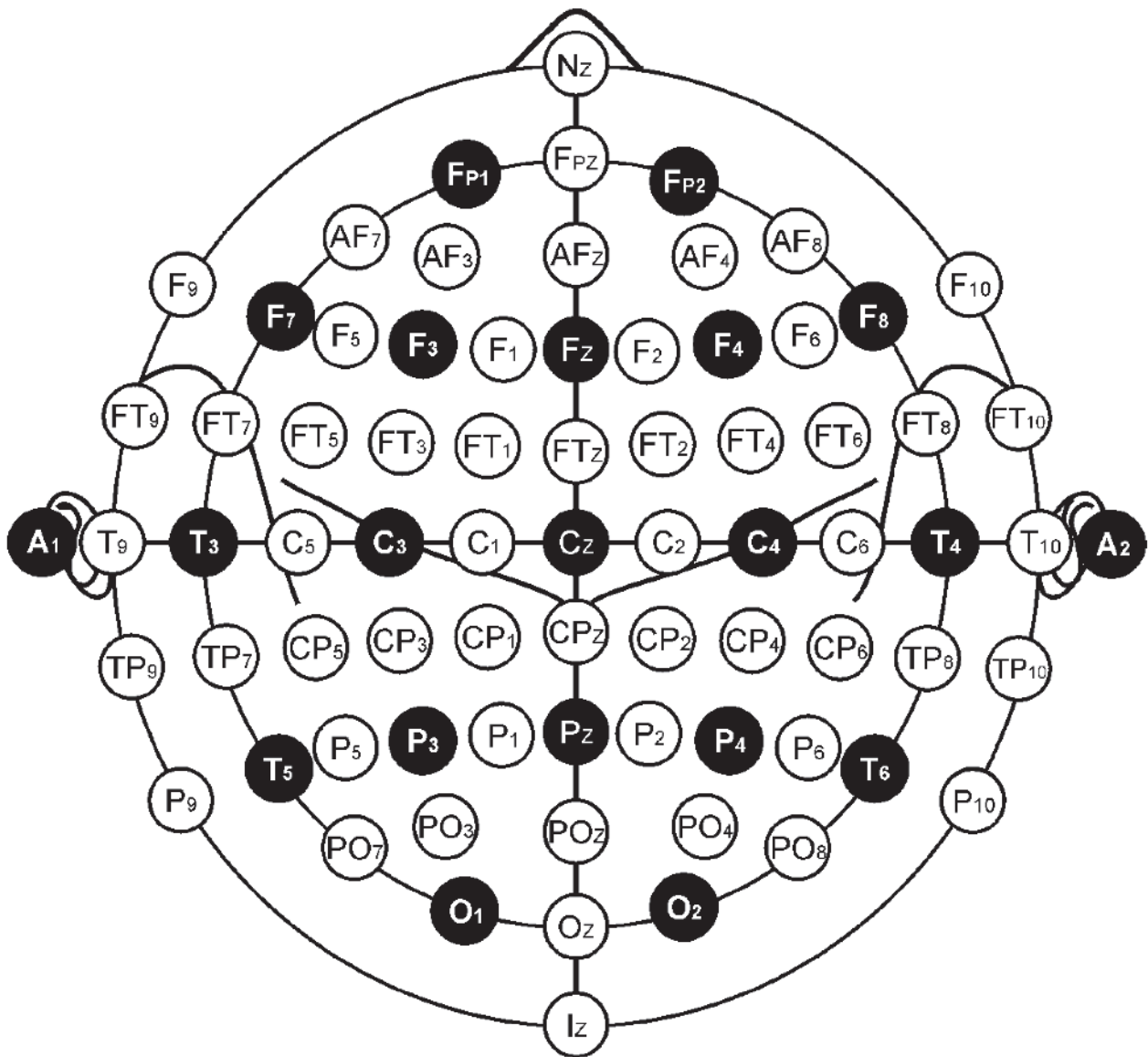


Рис. 16. Система отведений «10 — 10%». Электроды системы международной стандартной системы «10 — 20%» показаны черным.

### **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.

В клинических исследованиях вспышки света чаще подают на закрытые глаза обследуемого при расстоянии лампы от глаз 25-30 см, хотя возможна подача стимулов и на открытые глаза (в зависимости от сложившейся в конкретной лаборатории методики обследования).

Фоностимуляторы позволяют давать тон требуемой высоты (обычно от 20

Гц до 16 кГц) и интенсивности, измеряемой в децибелах (дБ). Некоторые системы стимуляторов позволяют давать ритмические серии звуковых щелчков различной громкости.

Другая группа функциональных проб связана с воздействием на внутреннее состояние организма путем изменения его метаболизма, фармакологических или некоторых механических воздействий, изменяющих гемоциркуляцию. Главнейшей и наиболее распространенной из этих проб является проба с гипервентиляцией. Гипервентиляция проводится обычно в конце исследования. Суть ее сводится к тому, что обследуемому предлагают глубоко, ритмично дышать в течение 3 мин. Обращают внимание на то, чтобы глубина вдоха и полнота выдоха были максимальными.

Для достижения максимального выдоха обследуемому предлагают выдыхать так, как при надувании мяча. Частота дыхания должна быть не слишком высокой (обычно в пределах 16-20 в 1 мин.). Одной из распространенных ошибок является требование от больного «частого» дыхания. При высокой частоте дыхания оно становится поверхностным и, в ряде случаев, вместо гипервентиляции приводит к гиповентиляции, т.е. к снижению минутного объема дыхания.

Регистрацию ЭЭГ начинают по меньшей мере за 1 мин. до начала гипервентиляции и ведут в течение всей гипервентиляции и еще не менее 3 мин. после ее окончания. Распространенной ошибкой является прекращение записи на период гипервентиляции. В результате наиболее богатый феноменами период исследования, в который обычно и наблюдаются наиболее яркие проявления патологии на ЭЭГ, оказывается исключенным из регистрации и анализа.

Указанные пробы представляют собой основные функциональные нагрузки, предъявляемые стандартно в процессе исследования ЭЭГ.

### **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:

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

2. 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.

3. 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 (рис. 17).

Причины появления этих помех следующие:

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

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

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

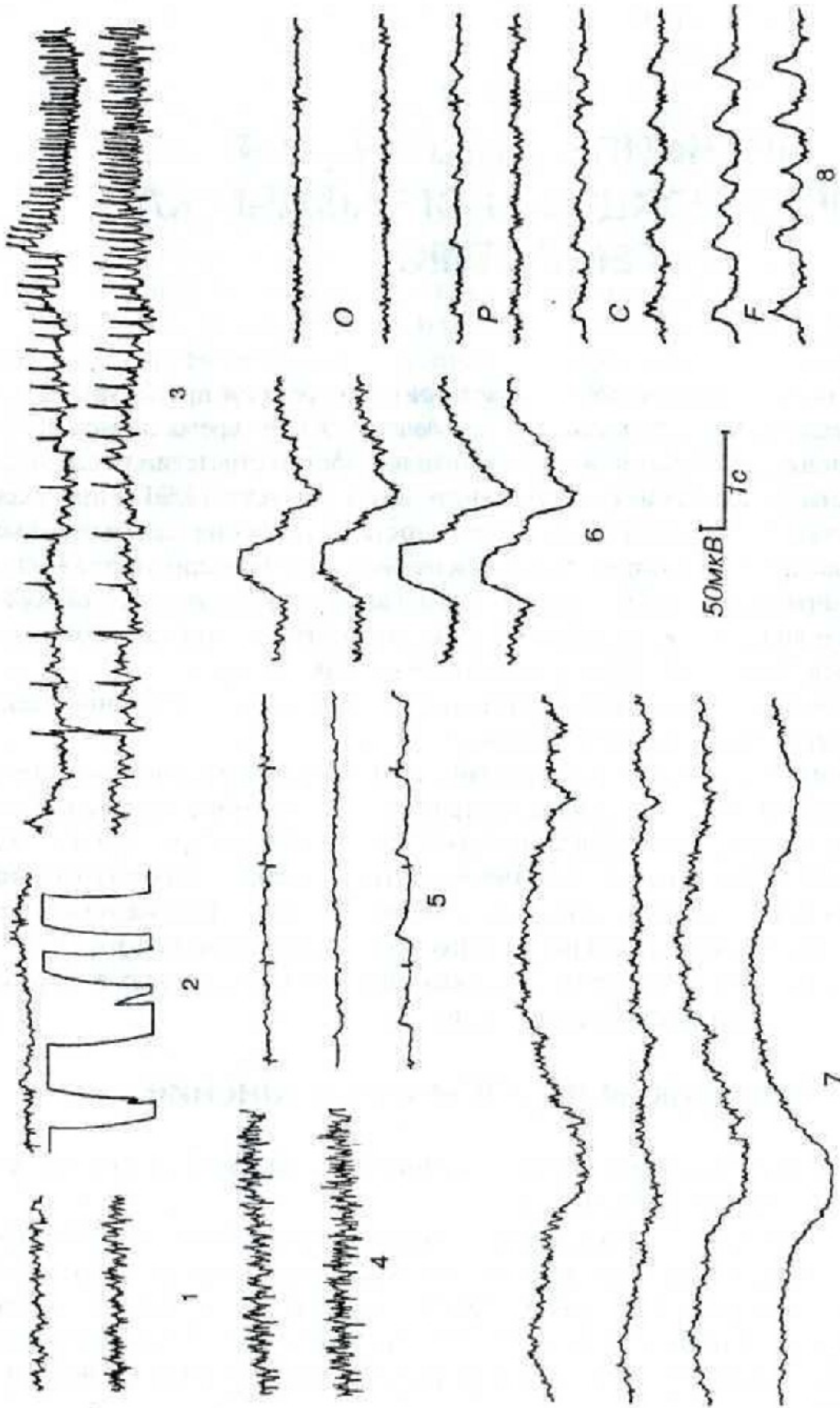


Рис. 17 Некоторые основные типы артефактов в ЭЭГ.

1 — наводка сетевого тока частотой 50 Гц на нижнем канале; 2 — артефакты движения электрода на нижнем канале; 3 — артефакты от лампы фотостимулятора, повторяющие нарастающую частоту стимуляции; 4 — электромиограмма, накладывающаяся на ЭЭГ; 5 — артефакт ЭКГ (верхний канал) и пульсация сосуда под электродом (нижний канал); 6 — артефакт потенциала, связанного с глобальным движением; 7 — артефакт электрокожного потенциала; 8 — артефакт от движения глаз, максимально выраженный в лобных отведениях F и снижающийся по амплитуде кзади.

Другой тип артефактов представлен резкими скачками потенциала в виде вертикальных позитивных или негативных отклонений пера, часто сопровождающихся «зашкаливанием», т.е. остановкой пера электроэнцефалографа на уровне его максимального отклонения с последующим вертикальным падением потенциала, и «зашкаливанием» в противофазе. От пароксизмальных разрядов на ЭЭГ эти артефакты отличаются формой, крутизной нарастания и падения, внезапностью появления вне связи с изменениями текущей ЭЭГ, непредсказуемостью возникновения.

Причины этих помех:

- 1) непостоянство контакта и движение электродов;
- 2) поляризация электрода;
- 3) накопление электрических зарядов на теле обследуемого.

Физиологические артефакты связаны с проявлениями жизнедеятельности организма и могут иметь следующее происхождение:

А. Потенциалы, обусловленные активностью мышц, — электромиограмма (ЭМГ);

В. Электрические потенциалы, связанные с движением глаз, — электроокулограмма (ЭОГ);

С. Потенциалы электрокардиограммы (ЭКГ);

Д. Электрические потенциалы, вызванные глотательными движениями;

Е. Электрические потенциалы, связанные с изменением физиологического состояния кожи.

Одним из важных описательных терминов является «активность», определяющая любую последовательность волн в ЭЭГ. Характер активности определяется или количественно по частоте и амплитуде ( $\alpha$ -активность, высокоамплитудная активность и др.), или характеризуется описательно (активность типа спайк-волна, активность типа острых волн). В некоторых контекстах термин «активность» может использоваться как интерпретативный — «эпилептиформная активность».

Примером интерпретативных терминов является «ритм»: « $\alpha$ -ритм», «фронтальный  $\theta$ -ритм средней линии», подразумевающий связь с определенными физиологическими или патофизиологическими механизмами. Не рекомендуется использовать термин «ритм», который всегда является интерпретативным, в качестве синонима понятия «активность» в описательном смысле.

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 (рис. 18).

**Амплитуда** — размах колебаний электрического потенциала на ЭЭГ, ее измеряют от пика предшествующей волны до пика последующей волны в противоположной фазе (см. рис. 18); 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. 19). В более узком смысле термином «полифазная волна» определяют последовательность  $\alpha$ - и медленной (обычно  $\delta$ -) волны.

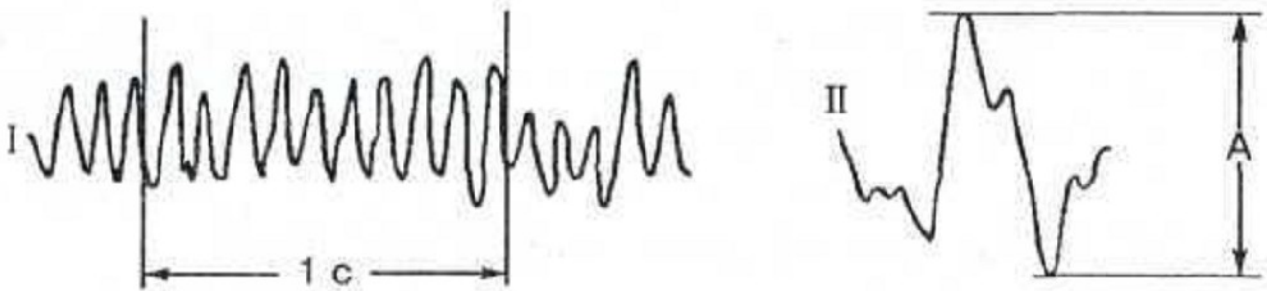


Рис. 18. Измерение частоты (I) и амплитуды (II) на ЭЭГ. Частота измеряется как число волн в единицу времени (1 с). А — амплитуда.

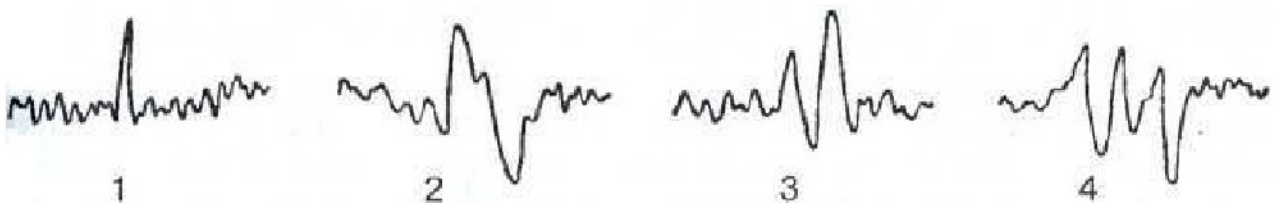


Рис. 19. Монофазный спайк (1), двухфазное колебание (2), трехфазное (3), полифазное (4).

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.

### **Ритмы ЭЭГ в норме взрослого бодрствующего человека.**

Альфа ( $\alpha$ )-ритм. Частота — 8-13 Гц, амплитуда — до 100 мкВ. Регистрируется у 85-95% здоровых взрослых. Лучше всего выражен в затылочных отделах, по направлению к переду амплитуда его постепенно уменьшается. Наибольшую амплитуду  $\alpha$ -ритм имеет в состоянии спокойного расслабленного бодрствования, особенно при закрытых глазах в затемненном помещении. Его амплитуда, хотя и является в среднем относительно постоянным параметром для данного индивидуума, весьма существенно колеблется во времени. Помимо изменений амплитуды, связанных с функциональным состоянием мозга, в большинстве случаев достаточно регулярно наблюдаются спонтанные изменения амплитуды, так называемые модуляции  $\alpha$ -ритма, выражающиеся в чередующемся нарастании и снижении амплитуды волн с образованием характерных «веретен», длительность которых чаще всего колеблется от 2 до 8 с.

При повышении уровня функциональной активности мозга (напряженное внимание, интенсивная психическая работа, чувство страха, беспокойство) амплитуда  $\alpha$ -ритма уменьшается, и часто он полностью исчезает. На ЭЭГ появляется высокочастотная нерегулярная активность. Автоматический анализ показывает, что в спектре мощности ЭЭГ исчезает доминантный пик в области  $\alpha$ -ритма и спектр уплощается с равномерным распределением мощности по всем основным частотам, что подтверждает физиологическую интерпретацию этого феномена как десинхронизацию активности нейронов. При кратковременном, внезапно возникающем на фоне покоя внешнем раздражении (особенно вспышке света) эта десинхронизация возникает резко, и в случае, если раздражение не носит эмоциогенного характера, наблюдается достаточно быстро (через 0,5-2 с) восстановление  $\alpha$ -ритма (рис. 20). Такая реакция на ЭЭГ имеет несколько названий в зависимости от значения, которое в нее вкладывается: «реакция активации», «ориентировочная реакция», «реакция угашения  $\alpha$ -ритма», «реакция десинхронизации». Реакция активации возникает как следствие появления нового фактора в окружающей обстановке, требующего дополнительной мобилизации активности организма и ориентации его в новой ситуации. При повторных предъявлениях одного и того же стимула реакция активации постепенно слабеет и через некоторое время практически полностью угасает. Скорость угасания реакции зависит от субъективной

значимости стимула, а также от внутреннего состояния организма, в связи с чем она может служить в определенных ситуациях мерой оценки состояния мозга. Ее наличие или отсутствие может быть дополнительным критерием степени реактивности мозга, показателем влияния нейротропных фармакологических средств. В частности, под влиянием нейролептика дроперидола наблюдается закономерное угасание реакции активации на редкие и нерегулярные световые стимулы, которые у человека в обычном состоянии вызывают реакцию активации, что может служить объективным критерием глубины нейролептического эффекта (Зенков Л.Р. и др., 1973).

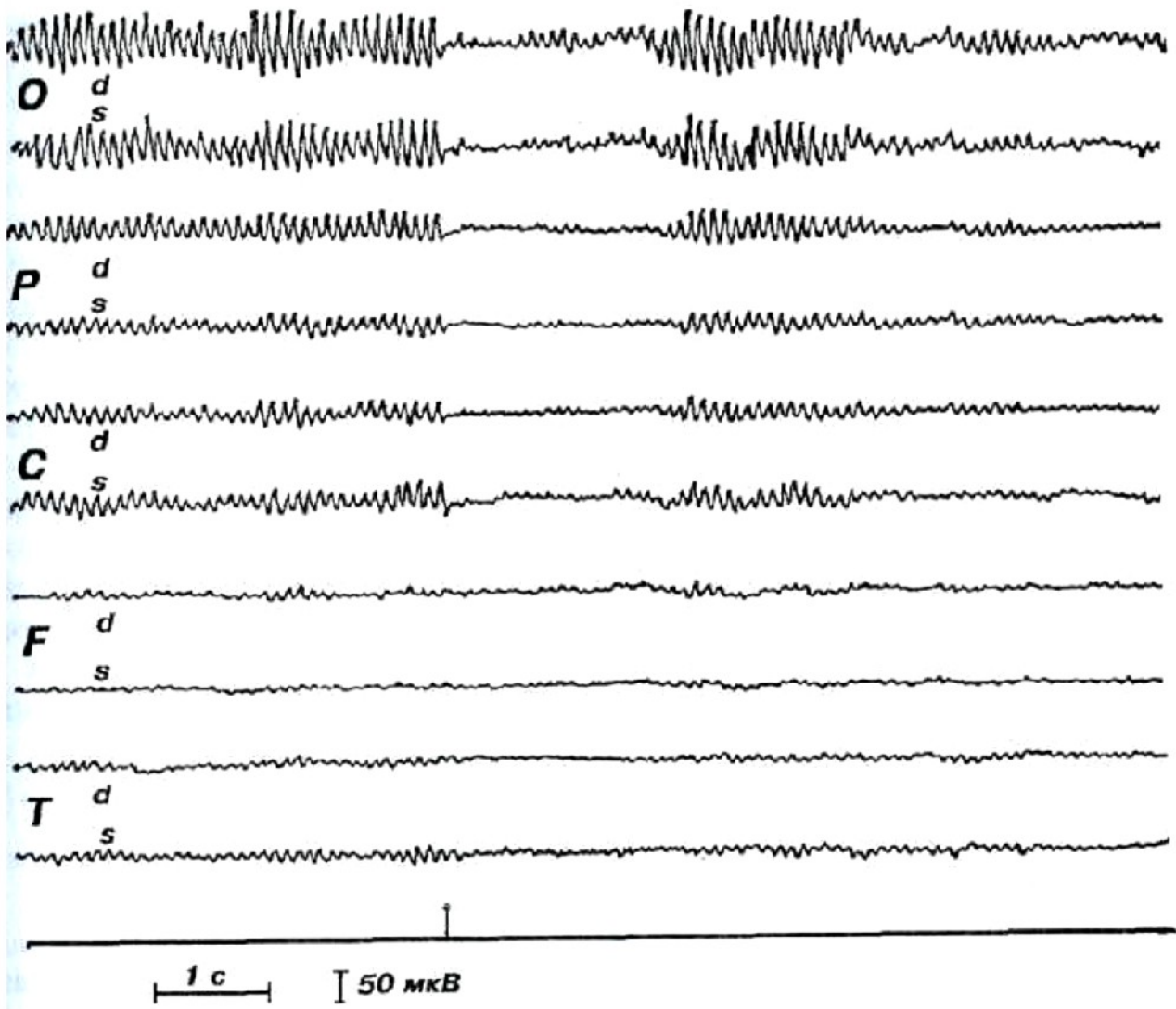


Рис. 20. ЭЭГ взрослого бодрствующего человека. Регулярный  $\alpha$ -ритм, модулированный в веретена, лучше всего выраженный в теменно-затылочных отделах. Реакция активации на вспышку света (отметка раздражения показана маркером).

Бета( $\beta$ )-ритм. Частота — 14-40 Гц, амплитуда — до 15 мкВ (рис. 21). Лучше всего  $\beta$ -ритм регистрируется в области передних центральных извилин, однако распространяется и на задние центральные и лобные извилины. На ЭЭГ, отведенной от скальпа, в норме он весьма слабо выражен и в большинстве случаев имеет амплитуду 3-7 мкВ, т.е. всего в 2-3 раза превышает относительный уровень собственных шумов усилителя электроэнцефалографа, а при наличии артефактов ЭМГ может ими полностью маскироваться,  $\beta$ -ритм связан с соматическими, сенсорными и двигательными корковыми механизмами и дает реакцию на двигательную активацию или тактильную стимуляцию. При выполнении или даже умственном представлении движения  $\beta$ -ритм исчезает в зоне соответствующей корковой проекции.

Активность с частотой 40-70 Гц и амплитудой 5-7 мкВ иногда называют  $\gamma$ -ритмом. Поскольку столь быстрые колебания при весьма низкой амплитуде не могут быть достаточно эффективно воспроизведены электроэнцефалографами, использующими механические системы регистрации, этот ритм существенного клинического значения не имеет. Международная электроэнцефалографическая классификация рекомендует исключить понятие  $\gamma$ -ритма из употребления и использовать вместо этого выражение «высокочастотный  $\beta$ -ритм».

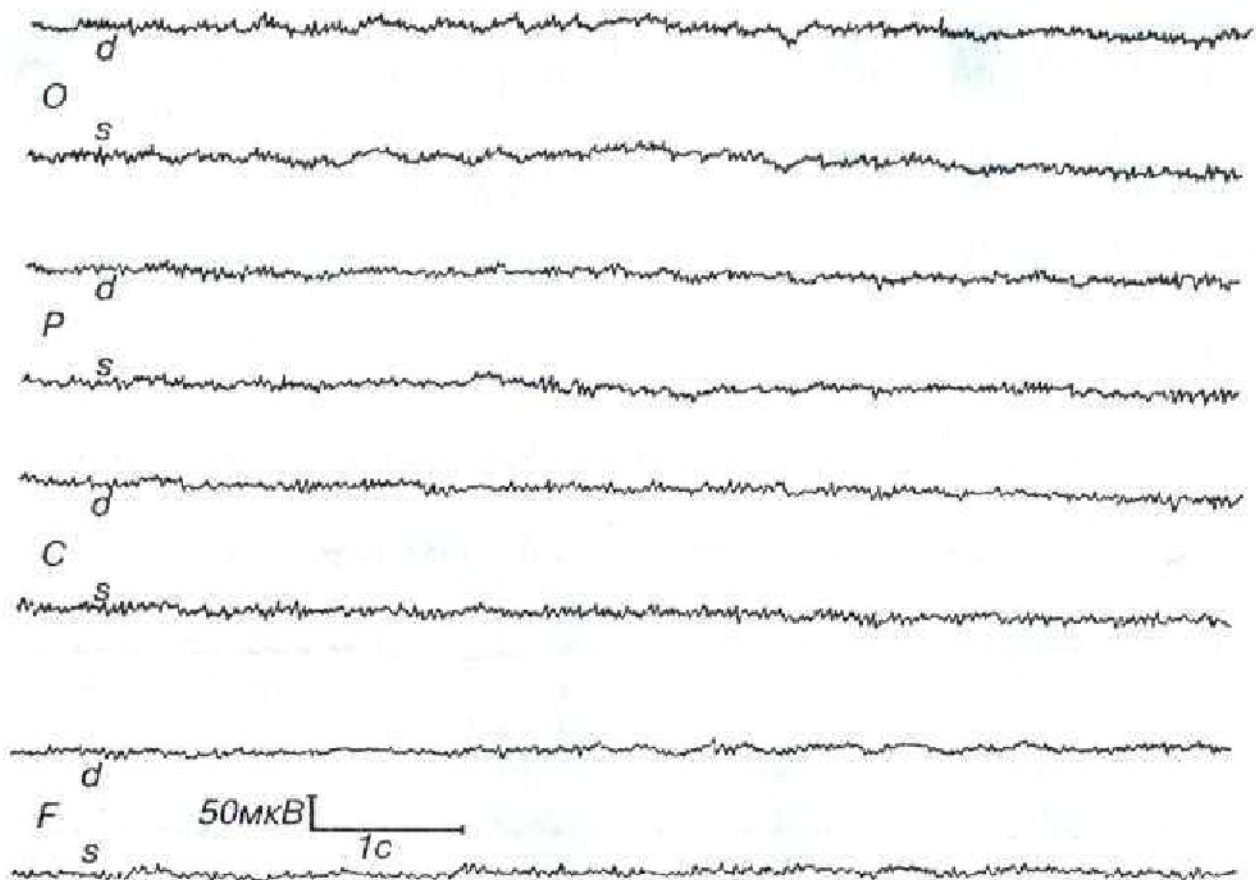


Рис. 21. Вариант ЭЭГ взрослого бодрствующего человека. По всем отведениям  $\beta$ -активность с некоторым преобладанием в теменных (P) и центральных (C) отделах.

Мю( $\mu$ )-ритм. Частота — 8-13 Гц, амплитуда — до 50 мкВ. Как видно,  $\mu$ -ритм, называемый также wicket (англ.), — аркообразный ритм, имеет параметры, совпадающие с параметрами нормального  $\alpha$ -ритма, и отличается от него некоторыми физиологическими свойствами и топографией. Визуально регистрируемый  $\mu$ -ритм наблюдается у относительно небольшого числа индивидуумов (5-15%) и регистрируется в роландической области, т.е. соответственно распределению  $\beta$ -ритма. Активируется  $\mu$ -ритм во время умственной нагрузки и психического напряжения. Аналогично  $\beta$ -ритму,  $\mu$ -ритм снижается (или в небольшом числе случаев нарастает) по амплитуде при двигательной активации или соматосенсорной стимуляции, в связи с чем его еще называют «сензоримоторным ритмом». Поскольку он обычно имеет низкую амплитуду и при визуальном анализе в большинстве случаев неотличим от  $\alpha$ -ритма, он не имеет большого клинического значения. Однако применение компьютерных методов анализа с использованием цифровой фильтрации, усреднения, поперечных биполярных отведений и функциональных двигательных проб позволяет регулярно регистрировать его у всех пациентов, а его специфическая привязанность к области сензомоторной коры делает его особенно чувствительным к нарушениям кровообращения в русле средней мозговой артерии, питающей эти отделы мозга (Pfurtscheller G., 1986).

Помимо этих видов активности в ЭЭГ нормального человека описаны также некоторые другие феномены, в частности каппа ( $\kappa$ )-ритм и лямбда ( $\lambda$ )-волны. Поскольку они наблюдаются в условиях и при функциональных пробах, обычно не применяемых при стандартном исследовании ЭЭГ, а мозговое происхождение каппа-ритма вообще не доказано, они не имеют диагностического значения. **Описанные частотно-амплитудные характеристики ритмов ЭЭГ свойственны здоровому мозгу человека.**

### **Виды активности, патологические для взрослого бодрствующего человека.**

Тета( $\theta$ )-активность. Частота — 4-6 Гц, амплитуда патологической  $\theta$ -активности превосходит 40 мкВ и чаще всего превышает амплитуду нормальной электрической активности мозга, достигая при некоторых патологических состояниях 300 мкВ и более (рис. 22).

Дельта( $\delta$ )-активность. Частота — 0,5-3 Гц, амплитуда такая же, как у  $\theta$ -активности (рис. 23).  $\theta$  и  $\delta$ -колебания могут в небольшом количестве и при амплитуде, не превышающей амплитуду  $\alpha$ -ритма, встречаться на ЭЭГ взрослого бодрствующего человека. В этом случае они указывают на определенное снижение уровня функциональной активности мозга. Патологическими считают ЭЭГ, содержащие  $\theta$ - и  $\delta$ - колебания, превышающие по амплитуде 40 мкВ и занимающие более 15% от общего времени регистрации.

Эпилептиформная активность (синонимы, не рекомендуемые к использованию международной терминологией: эпилептическая, эпилептоидная, судорожная, конвульсивная, пароксизмальная) — интерпретативный термин, обозначающий определенные типы колебаний и графоэлементы, характерные для людей, страдающих эпилепсией, или наблюдаемые у животных с экспериментальными эпилептическими проявлениями. Этот термин применяется к характеристике активности мозга вне приступа. Поскольку связь этой активности с наличием эпилепсии у исследуемого носит вероятностный характер, применяется корректно осторожный термин «эпилептиформная», а не «эпилептическая». Последний термин можно использовать, когда картина ЭЭГ и состояние больного не вызывает сомнений относительно наличия у него эпилепсии.

Поскольку одним из важнейших аспектов применения электроэнцефалографии является изучение эпилепсии, представляется целесообразным более подробно остановиться на механизмах генерации этого типа электроэнцефалографических феноменов.

Данные современных электроэнцефалографических, клинических, биохимических исследований свидетельствуют о том, что мозг при эпилепсии характеризуется рядом функциональных перестроек на макро- и микроструктурном уровне. Показано наличие деполяризационного сдвига потенциала мембраны нейронов, что определяет их повышенную склонность к генерации потенциалов действия. Все это приводит в свою очередь к повышению объема процессов возбуждения в ЦНС, растормаживанию путей и связей, которые в норме заторможены. В связи с этим в синхронные разряды вовлекаются гораздо большие объемы мозговых структур, чем в норме.

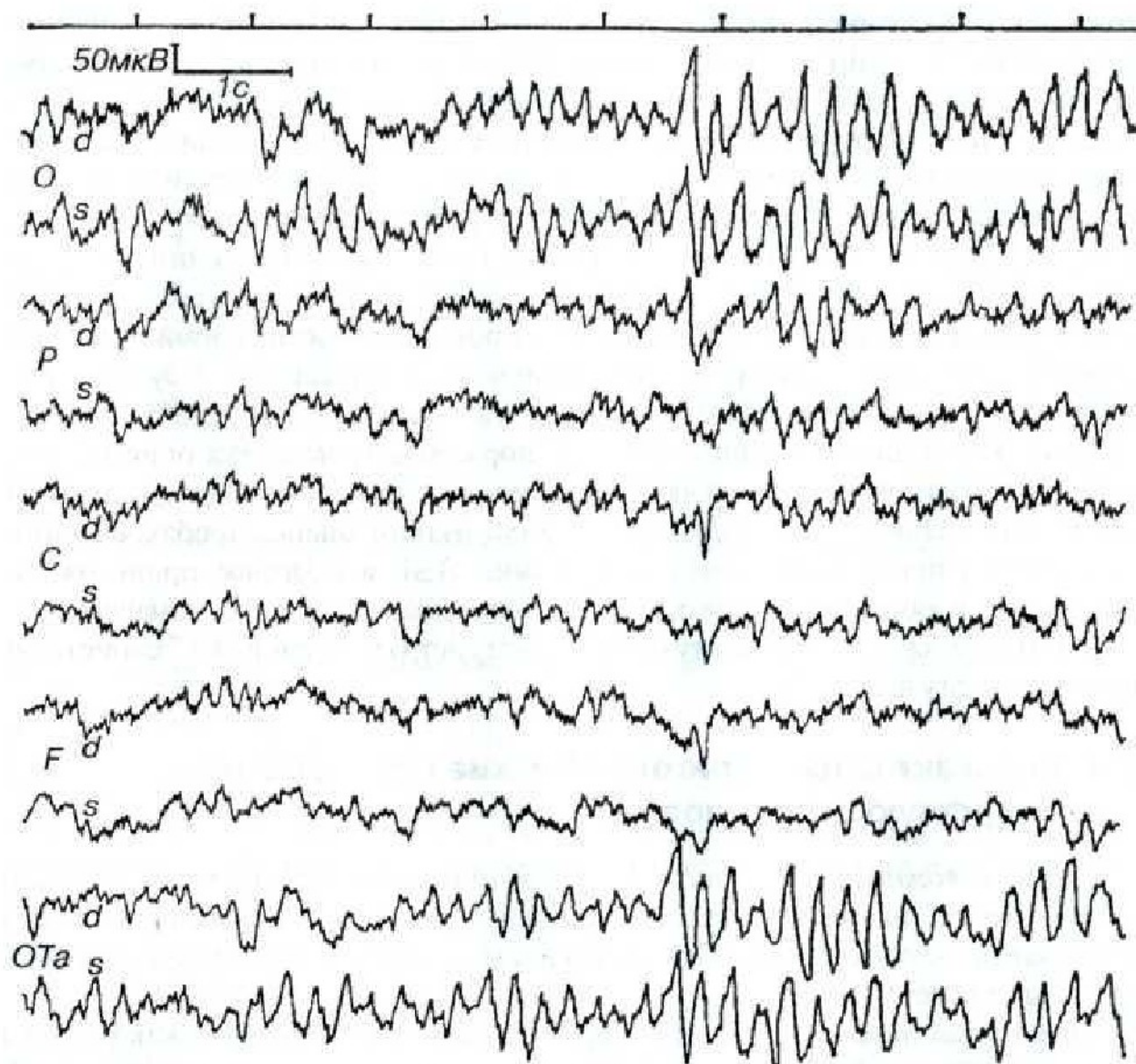


Рис. 22. ЭЭГ больного 28 лет с воспалительной окклюзией на уровне задней черепной ямки и внутренней гидроцефалией. Генерализованные билатерально-синхронные  $\theta$ -волны частотой 4-4,5 Гц, преобладающие в задних отделах.

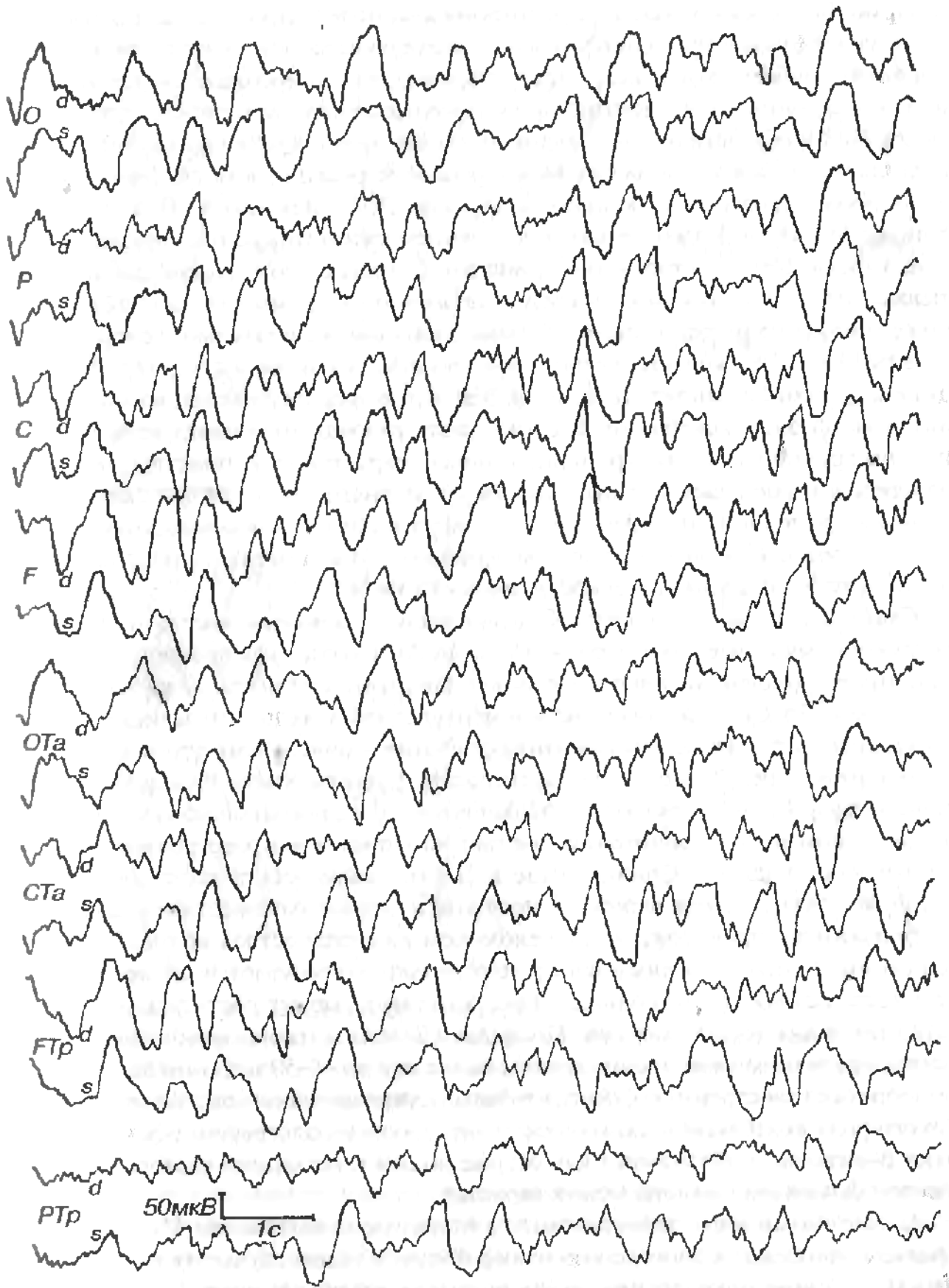


Рис. 23. ЭЭГ больной 38 лет с опухолью медиобазальных отделов левого полушария мозга с вовлечением таламических ядер. Сопор. Генерализованные  $\delta$ -волны (частотой 1-3 Гц, амплитудой до 200 мкВ), эпизодически преобладающие по амплитуде в левом полушарии.

**Спайк (англ. spike — острое).** Соответственно названию этот потенциал имеет острую форму. Длительность его — 15-70 мс. Амплитуда, как правило, превосходит амплитуду фоновой активности и может достигать сотен или даже тысяч микровольт (рис. 24). Спайки могут иметь и меньшие амплитуды, что зависит от размера и глубины залегания источника этих колебаний и ориентации этого источника по отношению к регистрирующим электродам. Спайки имеют поверхностно-негативную фазу, т.е. под электродом, подключенным к отрицательному входу усилителя, источник этого типа потенциалов дает на записи пик с заостренной вершиной, направленной кверху. Спайки чаще всего группируются в короткие или более длинные пачки, образуя феномен, носящий название «множественные спайки».

Близким по происхождению феноменом является острая волна. Внешне она напоминает спайк и отличается от него только растянутостью во времени. Длительность острой волны больше 70 мс. Амплитуда может достигать тех же значений, что и амплитуда спайков. Поскольку  $\beta$ -волны имеют небольшую длительность, при возрастании их амплитуды более чем до 40-50 мкВ они автоматически приобретают заостренную форму, что характерно для некоторых форм эпилепсии.

Такого рода колебания в клинической электроэнцефалографии обычно не называют  $\beta$ -ритмом, а обозначают как острые волны с указанием частоты, подчеркивая тем самым их патологический характер.

Аналогичным образом нарастание амплитуды  $\alpha$ -волн выше 150-200 мкВ, как правило, приводит к заострению их вершин, и в таком случае их также трактуют не как обычные  $\alpha$ -колебания, а как острые  $\alpha$ -подобные волны, особенно когда они следуют в виде всплесков на более низкоамплитудном фоне.

Ритмическая  $\alpha$ - и  $\beta$ -активность высокой амплитуды, которая обычно имеет заостренную форму, не является вполне нормальной и наиболее характерно наблюдается у больных эпилепсией, в связи с чем при описании ее используют термин «заостренная» (sharp-appearing)  $\alpha$ - или  $\beta$ -активность, рассматривая ее как признак снижения порога судорожной готовности, не говорящий с определенностью о наличии эпилепсии у данного субъекта.

Острые волны и спайки чаще всего комбинируются с медленными волнами, причем в ряде случаев они образуют стереотипные комплексы рис. 24.

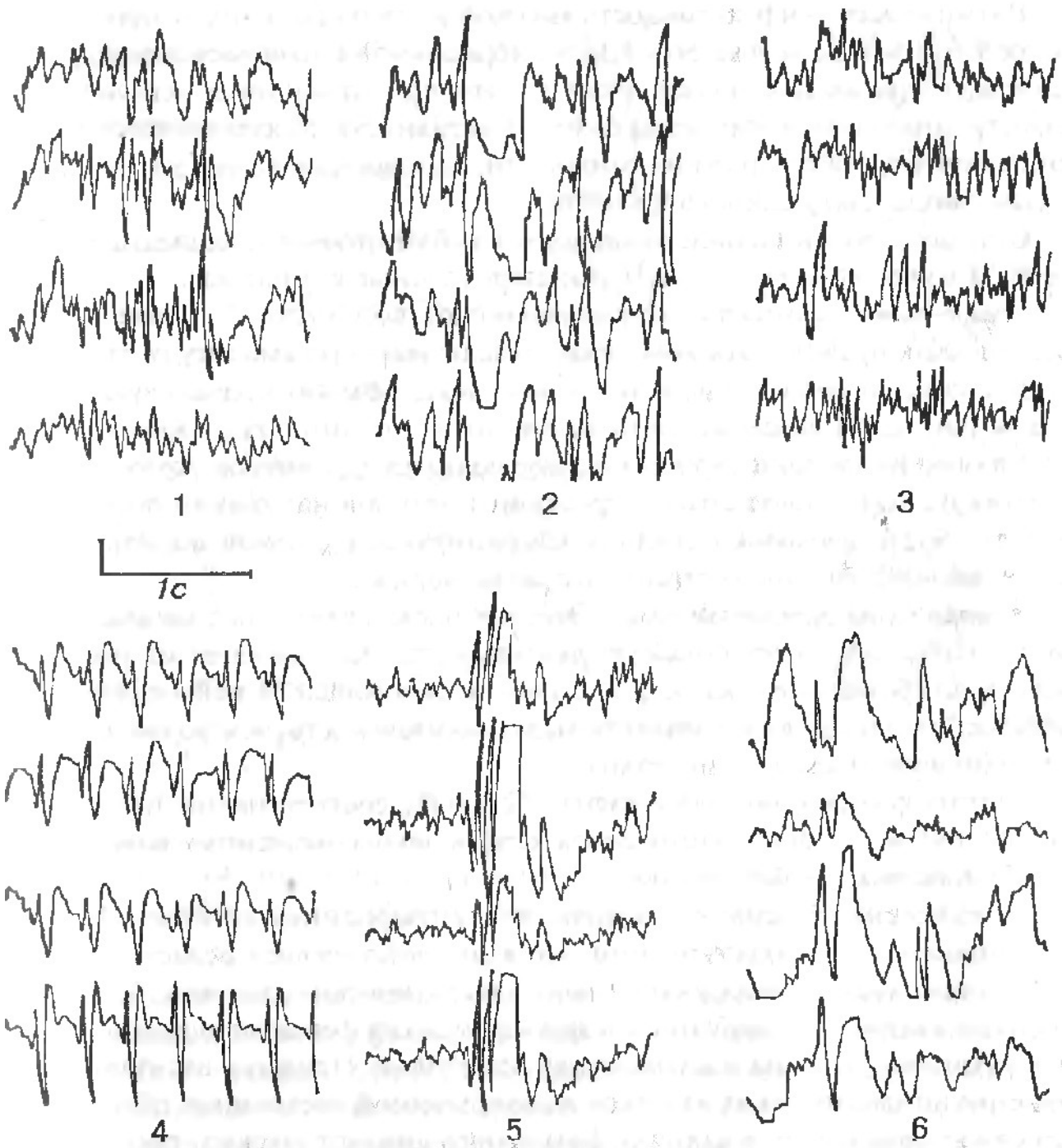


Рис. 24. Основные типы эпилептиформной активности.

1 - спайки; 2 - острые волны; 3 - острые волны в полосе  $\beta$ ; 4 - спайк-волна; 5 - множественные спайки-волна; 6 — острая волна-медленная волна.

Значение калибровочного сигнала для «4» — 100 мкВ, для остальных записей — 50 мкВ.

### Варианты нормальной ЭЭГ взрослого бодрствующего человека.

Как уже отмечалось выше, ЭЭГ зависит от механизмов, определяющих уровень функциональной активности всего мозга. Особенности этих систем являются их срединное расположение в мозге, синхронизация активности в двух полушариях на всех подкорковых уровнях, а также диффузная и симметричная связь этих систем с корой. Вследствие этого ЭЭГ в существенной степени однородна для всего мозга и симметрична.

Симметричность настолько характерна для нормальной ЭЭГ, что является одним из существенных критериев диагностики. Практически вариантом нормы можно считать ЭЭГ, на которой значение асимметрии составляет не более 50% амплитуды сравниваемых записей. Естественно, при этом должна быть полная уверенность в идентичности установки и коммутации электродов в обоих полушариях.

У большинства (85-90%) здоровых взрослых при закрытых глазах в покое на ЭЭГ регистрируется доминирующий  $\alpha$ -ритм. Как уже указывалось, максимальная его амплитуда наблюдается в затылочных отделах. По направлению кпереди  $\alpha$ -ритм уменьшается по амплитуде и комбинируется с  $\beta$ -ритмом. В лобных отделах регистрируется очень слабо выраженный  $\alpha$ -ритм и  $\beta$ -колебания, сравнимые с ним по амплитуде (рис. 25).

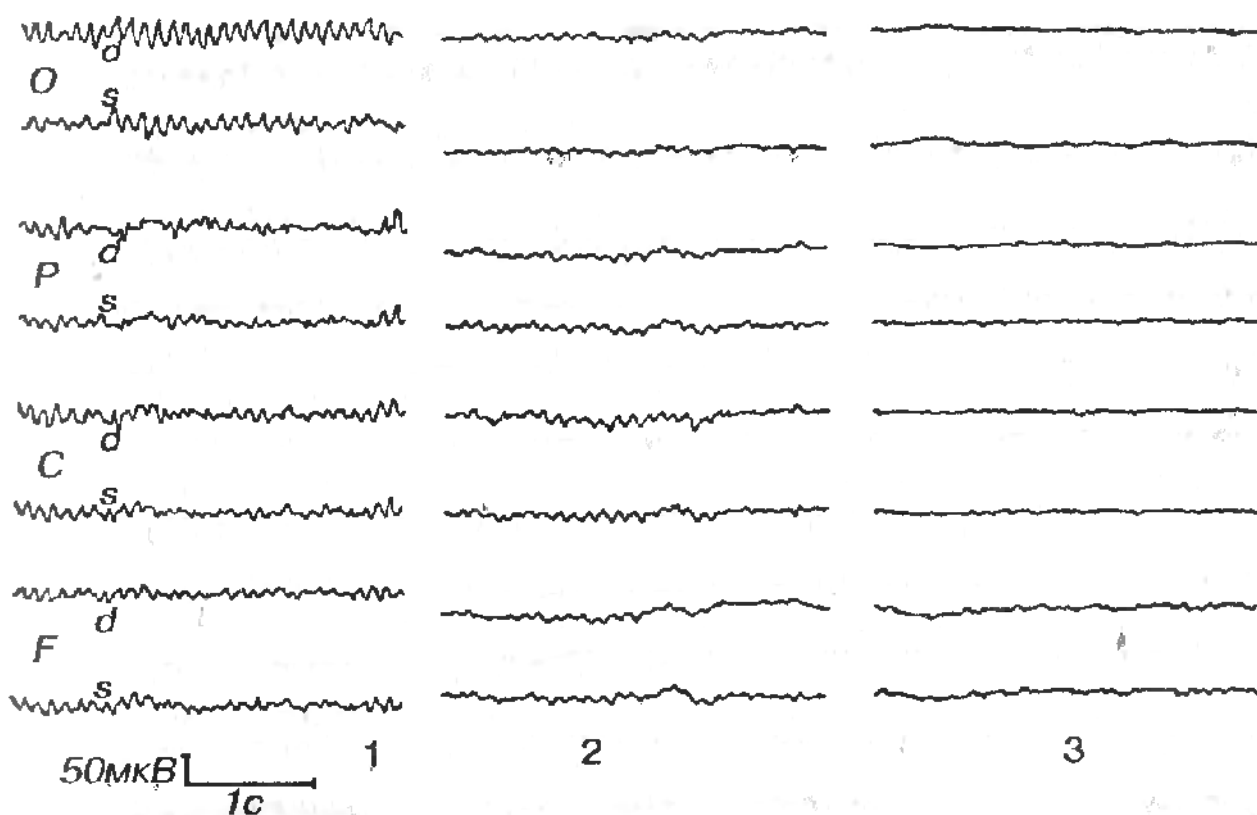


Рис. 25. Варианты нормальной ЭЭГ.

1 — наиболее часто встречающийся тип ЭЭГ; 2 — умеренно сниженная амплитуда ЭЭГ; 3 — низкоамплитудная ЭЭГ.

У 10-15% здоровых обследуемых регулярный  $\alpha$ -ритм на ЭЭГ не превышает 20 мкВ и по всему мозгу регистрируются высокочастотные низкоамплитудные колебания. Такого типа ЭЭГ называют низкоамплитудными. Низкоамплитудные ЭЭГ, по современным данным, указывают на преобладание в мозге десинхронизирующих влияний.

Этот тип ЭЭГ связан с аутосомно-доминантным геном и формируется постепенно в процессе созревания. До 20 лет он наблюдается чрезвычайно редко (Adams A.E.1968). Представление о том, что этот вариант ЭЭГ связан с десинхронизацией и, соответственно, с преобладанием активирующих восходящих неспецифических систем, согласуется с некоторыми данными психологических исследований.

С точки зрения диагностики, представляют интерес некоторые относительно редкие типы ЭЭГ. У части здоровых обследуемых отсутствует нормальный  $\alpha$ -ритм, и вместо него регистрируется активность 14-18 Гц. Эта активность имеет максимальную амплитуду порядка 50 мкВ в затылочных отделах и, подобно нормальному  $\alpha$ - ритму, ее амплитуда снижается по направлению кпереди. В ответ на афферентные стимулы при умственной нагрузке, эмоциональном напряжении этот ритм исчезает и возникает реакция активации. Все это позволяет рассматривать указанную активность как эквивалент  $\alpha$ -ритма и расценивать такие ЭЭГ как вариант нормы (рис. 26).

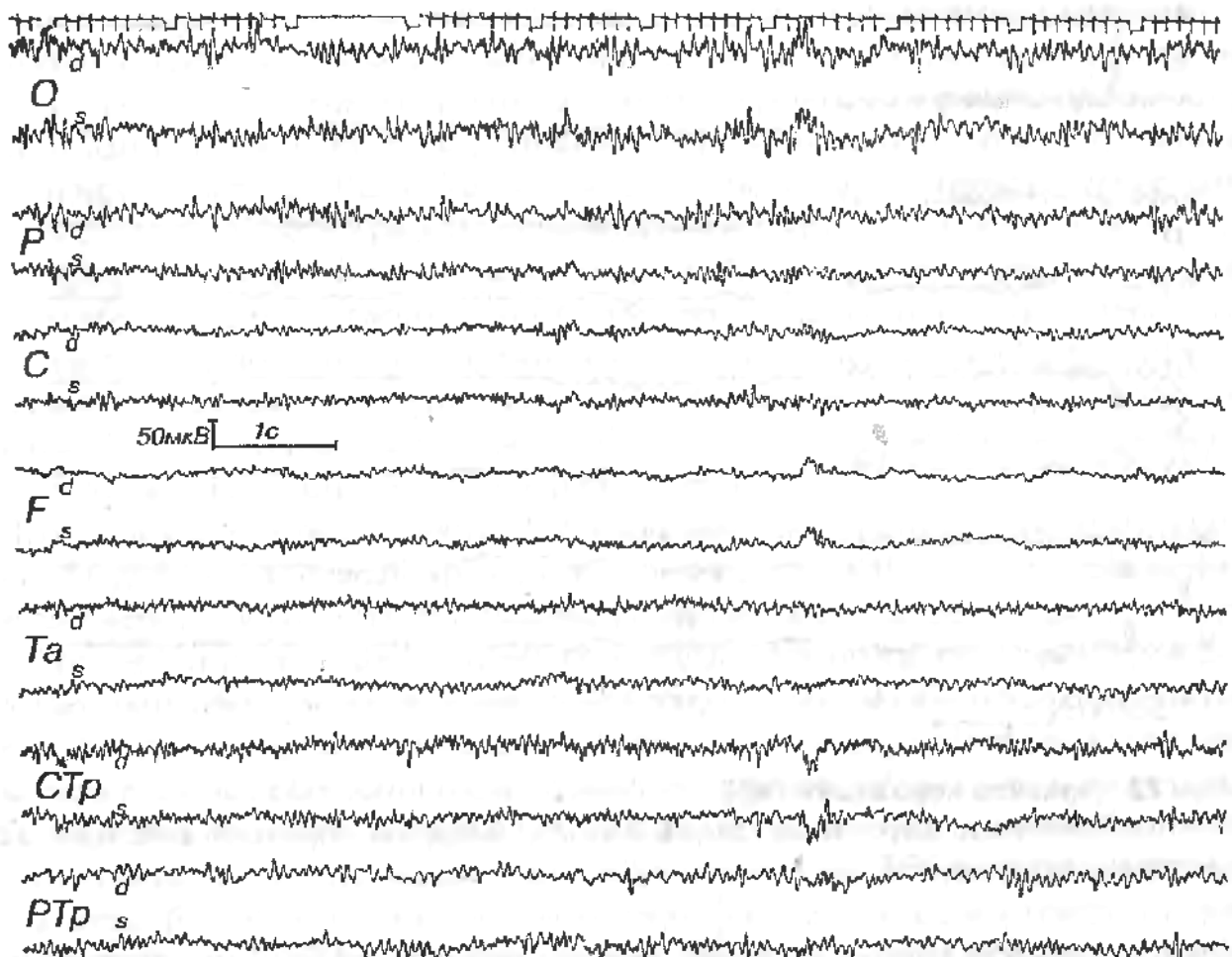


Рис. 26. Быстрый  $\alpha$ -вариант. Неврологически здоровый 43 лет. Регулярный ритм 13-17 Гц при закрытых глазах с амплитудным градиентом, соответствующим нормальному  $\alpha$ -ритму.

Наконец, очень редко (около 0,2% случаев, по данным I.Petersen, R.Sorbie, 1962) встречаются своеобразные ЭЭГ, на которых при закрытых глазах в затылочных отделах регистрируются регулярные, близкие к синусоидальным, медленные волны с частотой 2,5-4 Гц и амплитудой 50-80 мкВ. Этот ритм исчезает при афферентных стимулах с появлением типичной реакции, как и  $\alpha$ -ритм. При открытых глазах на ЭЭГ регистрируется нормальная низкоамплитудная полиморфная активность в диапазоне  $\alpha$ - и  $\beta$ -ритма. Клинически в этих случаях не удается выявить органической церебральной патологии, и жалобы носят невротический, функциональный характер рис. 27.

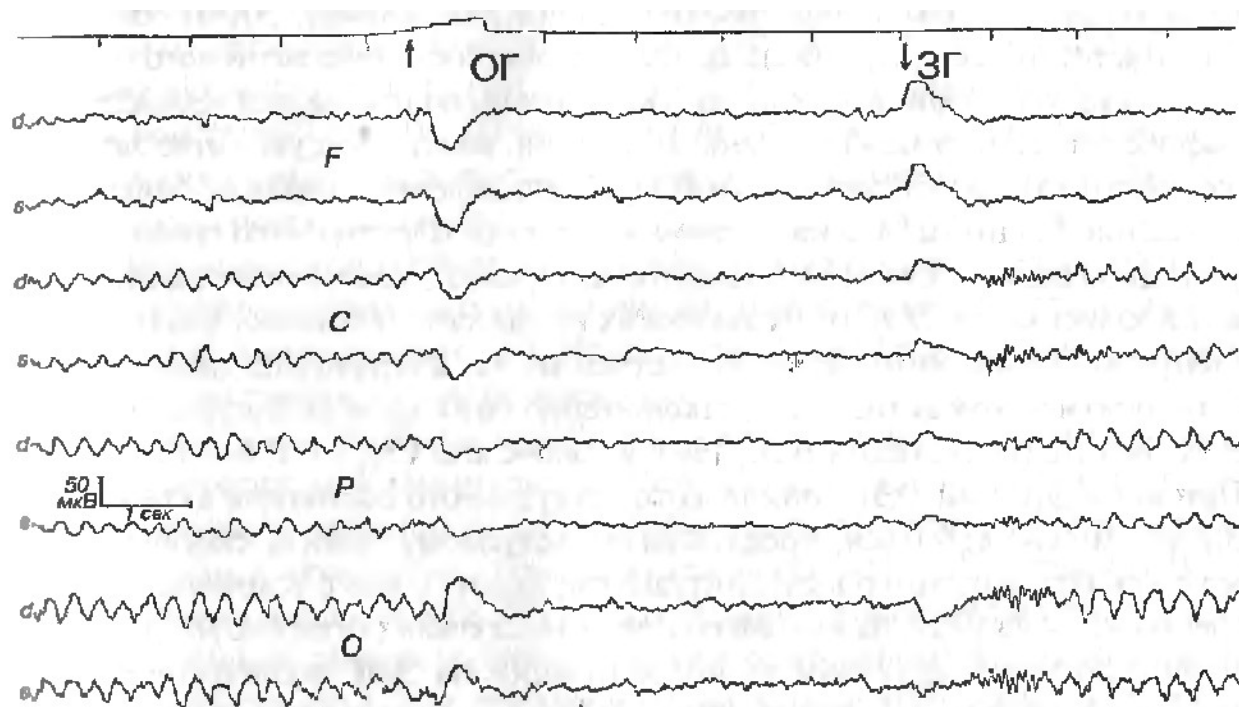


Рис. 27. Медленный  $\alpha$ -вариант.

Женщина Ф.Е.А., 27 лет, с психогенными головными болями без органической неврологической патологии. Регулярный ритм 3,6 Гц при закрытых глазах с амплитудным градиентом, соответствующим нормальному  $\alpha$ -ритму. Открывание глаз («ОГ») вызывает реакцию десинхронизации. При закрывании глаз («ЗГ») после короткого веретена  $\alpha$ -активности 13-14 Гц — перестройка на «медленный  $\alpha$ -вариант». Видны характерные артефакты движений глаз при их закрывании и открывании.

### Краткие итоги. Суть метода ЭЭГ.

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 (вольтаж). **Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) здорового человека имеет характерные черты: от всех областей коры отводится ритмическая активность с частотой около 10 Гц и амплитудой 50–100 мкВ — альфа-ритм.** На электроэнцефалограмме (ЭЭГ) регистрируются также другие ритмы: как более низкие — дельта- и тета- (2–4, 5–7 Гц), так и более высокие — бета-ритмы (13–30 в сек), но амплитуда в норме их невысока и они перекрываются альфа-колебаниями.

У здорового взрослого человека, находящегося в состоянии покоя, на ЭЭГ обычно выявляются:

а) альфа-волны, которые характеризуются частотой 8–13 Гц и амплитудой 30–100 мкВ, они симметричные, синусообразной формы, лучше выражены при закрытых глазах пациента, преимущественно определяются в затылочно-теменной области; эти волны нарастают и убывают спонтанно и обычно быстро исчезают, когда пациент сосредоточивает внимание или открывает глаза;

б) бета-волны с частотой колебаний больше 13 Гц (чаще 16–30) и амплитудой до 15 мкВ, на нормальных электроэнцефалограммах они симметричны и особенно характерны для лобной области;

в) дельта-волны, имеющие частоту 0,5–3 Гц и амплитуду до 20–40 мкВ;

г) тета-волны с частотой 4–7 Гц и с амплитудой в тех же пределах.

Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) изменяется при изменении функционального состояния. Например, при переходе ко сну доминирующими становятся медленные колебания, а альфа-ритм исчезает. При сильном возбуждении на фоне нарушения альфа-ритма выявляются резкие изменения: они проявляются в усилении медленных колебаний, иногда и бета-ритмов, нарушении регулярности и частоты альфа-ритма. Эти и другие изменения имеют неспецифический характер.

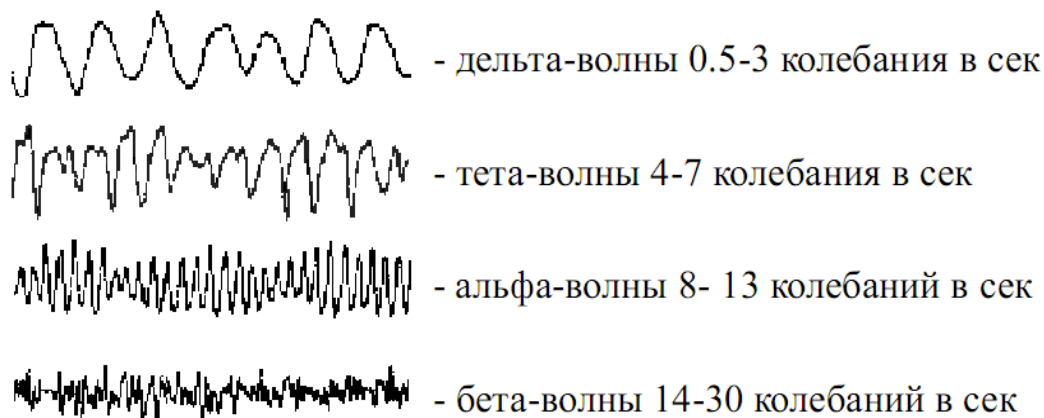
**При выраженной альфа-активности дельта- и тета-ритмы у**

здорового взрослого человека практически не заметны, так как они перекрываются имеющим более выраженную амплитуду альфа-ритмом. Однако при угнетении альфа-ритма, обычно возникающем при возбуждении пациента, а также в дремотном состоянии и при неглубоком сне (первая и вторая стадии), дельта- и тета-ритм на ЭЭГ проявляются и амплитуда их может нарастать соответственно до 150 и 300 мкВ. При глубоком сне (третья стадия) на ЭЭГ максимально регистрируется медленная активность. Медленные волны чаще проявляются в виде диффузных, реже локальных (в зоне патологического очага в мозге), ритмических колебаний, формирующихся во "вспышки". Уровень бодрствования влияет на характер ЭЭГ. В норме у спящего взрослого человека ритм биоэлектрической активности симметричен, при этом появляются нарастающие по амплитуде медленные волны и сонные веретена в теменных зонах. Любая ориентировочная реакция на внешние воздействия находит отражение на ЭЭГ здорового человека в виде временного уплощения кривой. Эмоционально-психическое возбуждение обычно сопровождается появлением быстрых ритмов. В процессе перехода от младенчества к взрослому состоянию характер нормальной

ЭЭГ постепенно меняется. В раннем детском возрасте на ней отражены главным образом медленные колебания, которые постепенно сменяются более частыми, и к 7 годам формируется альфа-ритм. Полностью процесс эволюции ЭЭГ завершается к 15—17 годам, приобретая к этому возрасту черты ЭЭГ взрослого человека. В возрасте старше 50—60 лет нормальная ЭЭГ отличается от таковой у лиц молодого возраста уменьшением частоты дельта-ритма, нарушением его регуляции и увеличением числа тета-волн.

При значении патологической активности на ЭЭГ взрослого бодрствующего человека являются тета- и дельта-активность, а также эпилептическая активность.

По данным ЭЭГ возможно отличить диффузное поражение мозга от локального патологического процесса, установить сторону и в определенной степени локализацию патологического очага, отдифференцировать поверхностно расположенный патологический очаг от глубинного, распознать коматозное состояние и степень его выраженности; выявить фокальную и генерализованную эпилептическую активность.



## ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ.

### Аппаратная часть. Приборы и оборудование.

Для изучения принципов работы аппарата ЭЭГ и методов снятия электроэнцефалограммы предназначена учебная модель — лабораторная установка ФМБ-9К, имеющая сопряжение с персональным компьютером (ПК). Блок-схема учебной установки изображена на рис. 28.

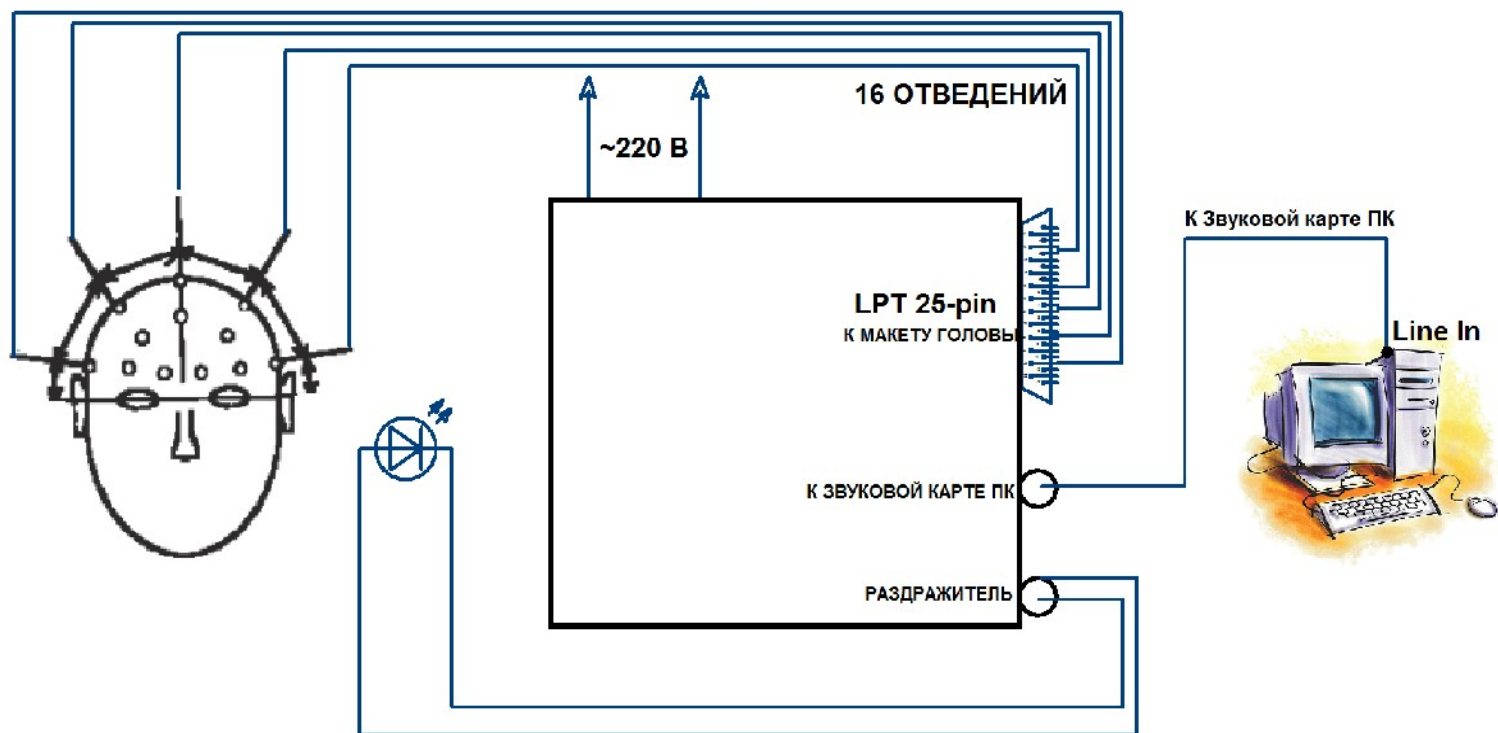


Рисунок 28. Принципиальная блок-схема учебной установки для исследования основ электроэнцефалографии.

Конструктивно учебная лабораторная установка состоит из макета головы человека и «БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ», эмулирующего работу аппарата ЭЭГ. На макете в соответствующих местах выведены контакты, показывающие условно электроды, используемые для снятия биопотенциалов мозга в соответствующих участках («шапочка» реального аппарата ЭЭГ). При подключении электродов макета к «БЛОКУ УПРАВЛЕНИЯ» происходит симуляция снятия ЭЭГ. Учебная установка представляет собой модель 16 канального электроэнцефалографа.

Для подключения макета головы к «БЛОКУ УПРАВЛЕНИЯ» используются соответствующие провода из комплекта. При этом 25-pin LPT вход блока управления «К МАКЕТУ ГОЛОВЫ» подключается концами типа «тюльпан» к соответствующим электродам, жестко смонтированным к макету головы человека. Т. о. электрод макета головы с подписью Fp1 должен быть подключен к «тюльпану» с подписью Fp1, электрод с подписью F4 должен быть подключен к «тюльпану» с подписью F4 и т. д.. При неправильном

подключении электродов ко входу «БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ» установка не работает и выводится предупреждающая надпись «ERROR CONNECTION». Сигнал, полученный с отведений макета головы, усиливается «БЛОКОМ УПРАВЛЕНИЯ», оцифровывается и подготавливается для передачи на линейный вход (LINE IN) звуковой карты ПК.

Для соединения учебной установки с компьютером используется экранированный провод «тюльпан»- «jack». Вывод тюльпан подключается к выходу «К ЗВУКОВОЙ КАРТЕ ПК» «БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ», другой конец провода, имеющий штекер типа «jack» подключается соответственно к линейному входу LINE IN звуковой карты ПК для наблюдения в режиме реального времени, записи и обработки сигналов ЭЭГ.

Макет предусматривает подключение к выходу «БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ» модели раздражителя — мигающего светодиода рис. 28, вызывающего изменения на ЭЭГ, характерные для эпилепсии.

Режим работы установки выбирается нажатием многофункциональных кнопок «РЕЖИМ РАБОТЫ/ОТВЕДЕНИЯ». При этом, рядом с выбранным режимом на LCD индикаторе отображается символ «>». Из главного меню прибора доступен выбор следующих режимов 1) Здоровый - «healthy» 2) «EPI seizures» - больной, страдающий эпилепсией 3) «Calibration» - режим калибровки для сопоставления амплитудам сигналов реальных численных значений. Для режимов «ЗДОРОВЫЙ healthy» и «ЭПИЛЕПТИК EPI seizures» доступен выбор из 16 электродов, расположенных в соответствующих участках головы человека: Fp1, Fp2, F3, F4, ...

Для запуска генератора аппарата-симулятора ЭЭГ, а также для входа в соответствующий режим работы из главного меню (здоровый, больной, калибровка) используется кнопка «ЗАПУСК/ВХОД». Для выхода в режим выбора электрода во время снятия ЭЭГ используется кнопка «ВЫХОД/СТОП». Повторное нажатие кнопки «ВЫХОД/СТОП» приводит к выходу в главное меню прибора.

В режиме «ЗДОРОВЫЙ healthy» во время наблюдения за сигналами ЭЭГ, соответствующими норме, предусмотрена возможность включения раздражителя кнопкой «РАЗДРАЖИТЕЛЬ». При этом для наглядности рекомендуется расположить мигающий светодиод перед глазами макета головы человека и наблюдать за изменениями, происходящими на ЭЭГ при воздействии фотостимуляции.

**Следует учитывать, что при включении учебной установки клавишей «СЕТЬ», кнопка «РАЗДРАЖИТЕЛЬ» должна быть отжата, в противном случае прибор выдаст сообщение «Click Q-EPI button» и кнопку необходимо отжать перед началом эксперимента.**

**Во время работы фотостимулятора кнопки управления блокируются и для изменения режима работы необходимо сначала отключить «РАЗДРАЖИТЕЛЬ» соответствующий кнопкой пульта управления.**

## **Программная часть.**

### **Визуализация и анализ экспериментальных данных.**

Для визуализации и последующего анализа сигналов ЭЭГ используются свободно распространяемые программные пакеты CoolEdit Pro либо Audacity. Рассмотрим принцип получения и анализа ЭЭГ на примере программы CoolEdit Pro. Для программы Audacity все действия аналогичны, программы различаются в основном только интерфейсом пользователя и обладают практически одинаковыми функциями.

Перед началом работы следует настроить линейный вход компьютера. При этом следует включить линейный вход звуковой карты в системе и настроить усиление Line In средствами операционной системы. Процедура настройки зависит от звуковой карты, в общем случае следует два раза щёлкнуть правой кнопкой мыши на значок «ЗВУК», обычно располагающийся в системной области уведомлений и выбрать ПАРАМЕТРЫ → СВОЙСТВА → Устройства Записи. Для некоторых моделей звуковых карт регулировка линейного входа возможна с помощью программ, поставляемых в комплекте с драйверами для звуковой карты (например встроенные звуковые карты Realtek). При работе в Windows 7 следует проверить, включен ли линейный вход ПК. Для этого следует нажать правой кнопкой мыши на значок громкость в панели задач, щёлкнуть левой кнопкой «ЗАПИСЫВАЮЩИЕ УСТРОЙСТВА», в появившемся диалоговом окне щёлкнуть правой кнопкой мыши и поставить галочки «ПОКАЗАТЬ ОТКЛЮЧЕННЫЕ УСТРОЙСТВА» и «ПОКАЗАТЬ ОТСОЕДИНЁННЫЕ УСТРОЙСТВА» рис. 29.

Дважды щёлкнув левой кнопкой мыши в окне на значке линейного входа, открыть диалоговое окно настройки рис. 30, выбрать вкладку «УРОВНИ» и установить значение усиления 100 %. В процессе записи ЭЭГ также можно поэкспериментировать с параметрами вкладки «УЛУЧШЕНИЯ», при этом программу для записи Cool Edit Pro следует перезапускать после каждого изменения.

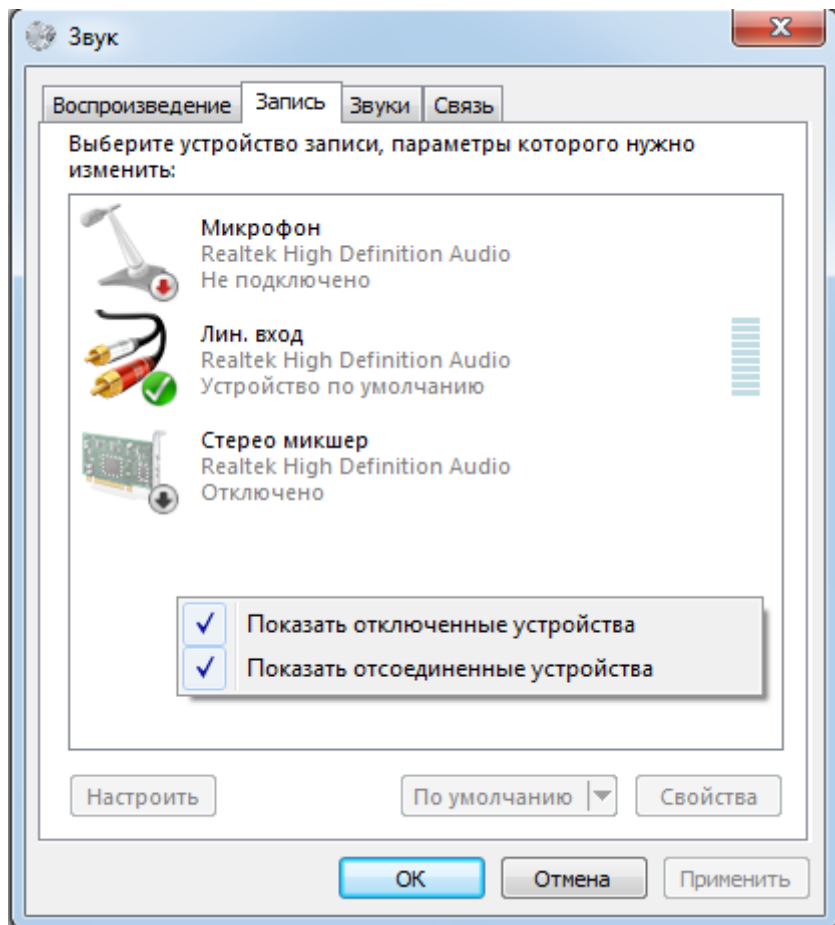
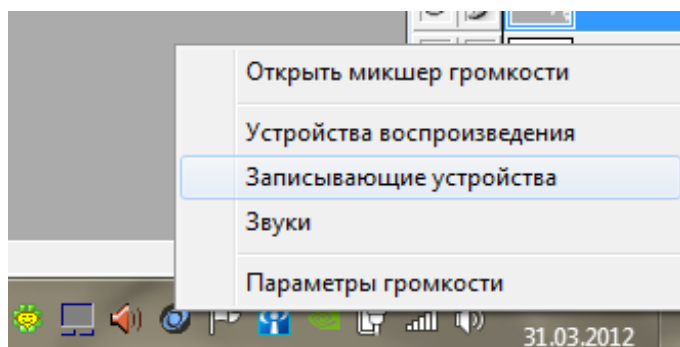


Рисунок 29. Настройка линейного входа звуковой карты ПК на ОС Windows 7.

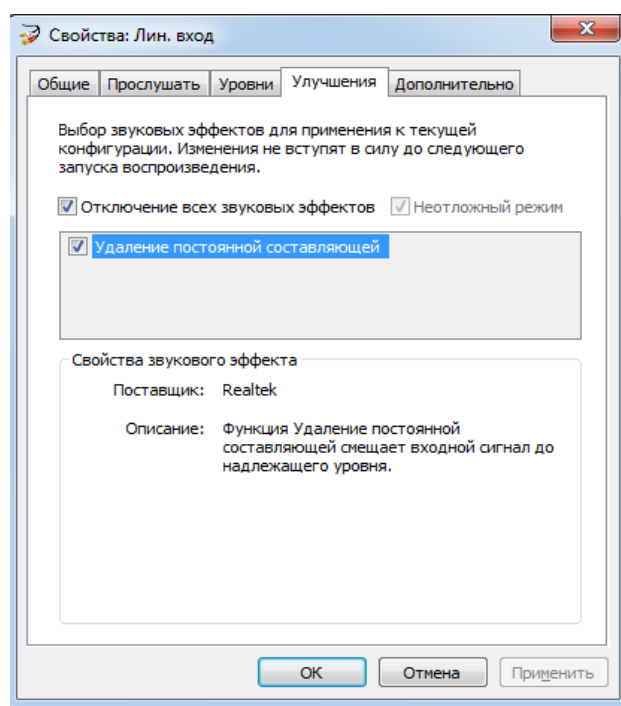
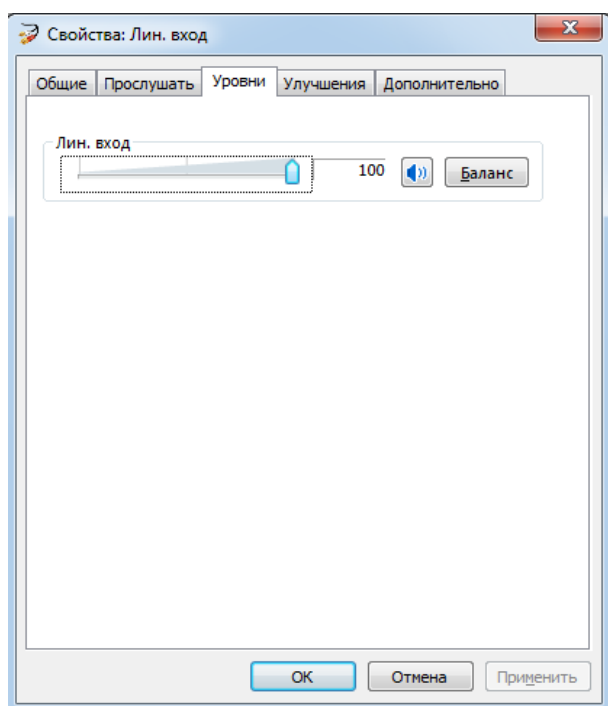


Рисунок 30. Дополнительные настройки линейного входа звуковой карты ПК на ОС Windows 7.

Перед началом работы необходимо настроить программу CoolEdit Pro для получения и отображения сигнала с устройства. Для этого следует воспользоваться главным меню программы, выбрав пункт Options → Settings и перейти на вкладку Devices. Откроется вкладка настройки устройства приема сигнала рис. 31 в котором следует выбрать необходимое устройство записи «WaveForm Record».

На вкладке General меню Settings следует поставить галочку «Live update during record» для отображения сигнала во время записи в режиме реального времени (рис. 31 стрелка).

После произведенных настроек желательно перезапустить программу.

Для проверки работоспособности программы и начала регистрации ЭЭГ необходимо включить «БЛОК УПРАВЛЕНИЯ», предварительно соединив его с макетом головы человека, при этом каждый электрод с макета головы должен быть подключен к соответствующему каналу «ПУЛЬТА УПРАВЛЕНИЯ» проводом типа «25 pin LPT – тюльпан». Линейный вход ПК следует соединить соответствующим проводом типа «тюльпан - jack» с выходом «К ЗВУКОВОЙ КАРТЕ ПК» пульта управления. В главном меню учебной установки выбрать кнопками управления режим «Здоровый «healthy» и запустить этот режим, нажав кнопку «ЗАПУСК/ВХОД». В появившемся меню выбора конкретного электрода, с которого будет идти запись сигнала, выбрать любое отведение (Fp1, Fp2, ... ) и запустить генератор нажатием кнопки «ЗАПУСК/ВХОД». При этом сигнал с выбранного электрода усиливается «БЛОКОМ УПРАВЛЕНИЯ», оцифровывается и передается на линейный вход (LINE IN) звуковой карты ПК.

В программе CoolEdit Pro необходимо создать новый проект, воспользовавшись командой File-New. В настройках проекта выбрать частоту дискретизации «Sample Rate» (рекомендуется 44100), Channel – режим «Mono» и Resolution – 16 Bit.

Для начала записи сигнала, поступающего на линейный вход ПК, нажмите кнопку «ЗАПИСЬ» на панели управления программы CoolEdit Pro (указатель на рис. 31). При необходимости, во время записи можно увеличить амплитуду записываемого сигнала с помощью кнопок управления амплитудой по оси Oy в программе (выделены эллипсом на рис. 31). При записи нормальной ЭЭГ следует установить амплитуду сигнала такой, чтобы кривая по оси Oy занимала примерно одну клетку (для наглядности) и в дальнейшем её не менять в течение опыта (для правильности процедуры калибровки). При этом по нажатию кнопки «РАЗДРАЖИТЕЛЬ» будет включен фотостимулятор и кривая ЭЭГ резко изменит вид, появятся характерные для эпилепсии «спайки», резкие пики, амплитуда которых возрастет по сравнению с нормой в 3 — 3,5 раза.

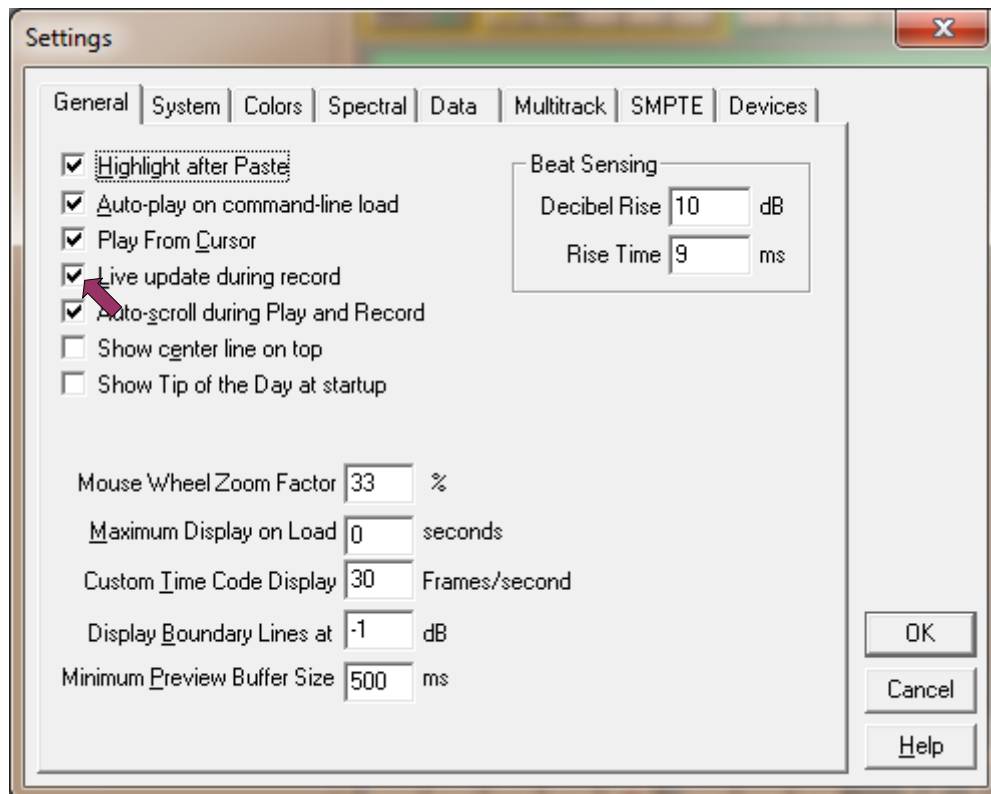
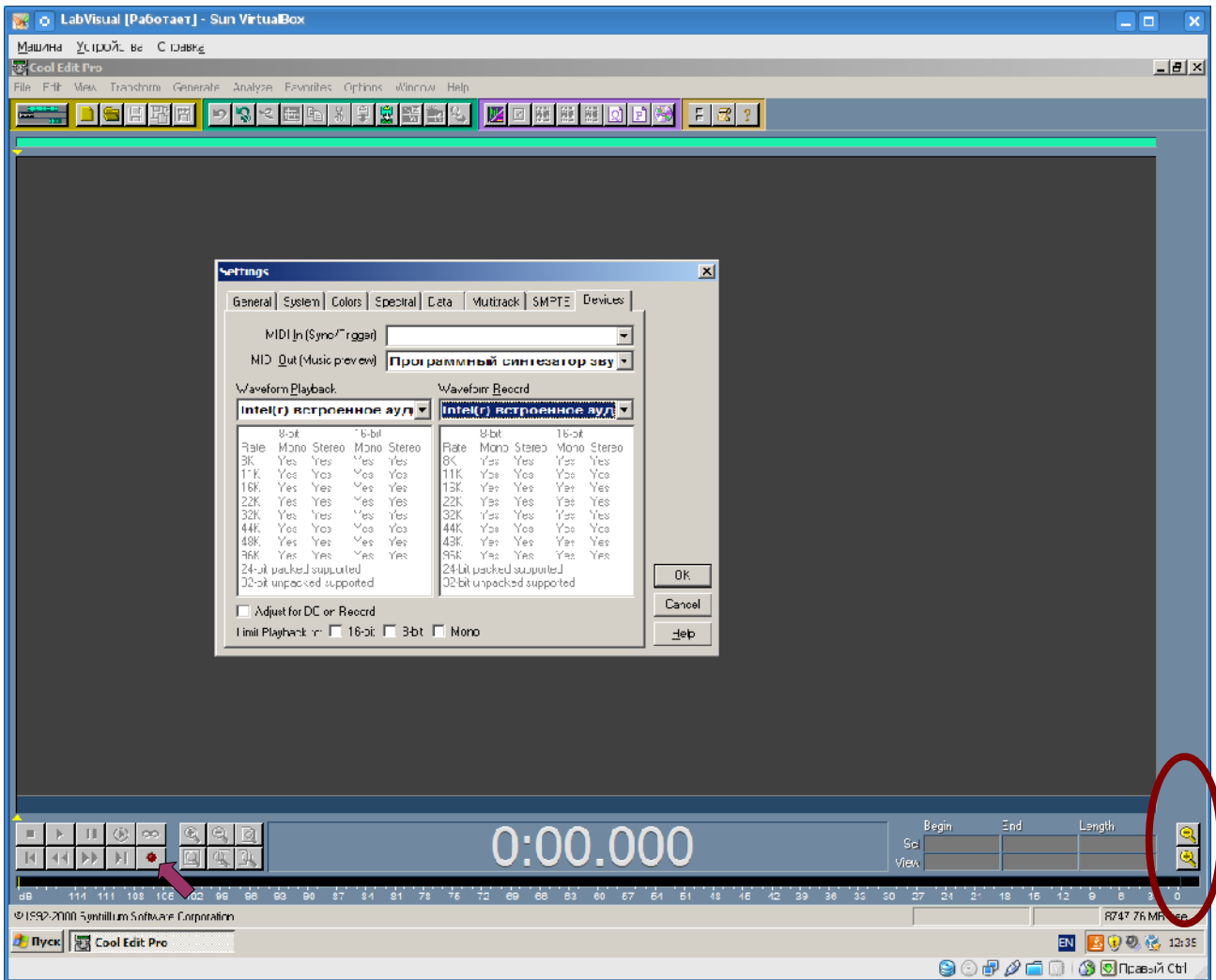


Рис.31. Настройка программы-осциллографа для регистрации сигнала ЭЭГ.

Записывать каждый сигнал ЭЭГ необходимо в течение 5-10 секунд, после чего нажать на кнопку «ВЫХОД/СТОП». **В процессе работы возможны задержки срабатывания кнопок управления до 5 секунд.**

В результате работы программы должна быть получена кривая ЭЭГ для данного электрода, соответствующая здоровому человеку (альфа-ритм), аналогично рисунку 32 (если вы не нажимали кнопку «РАЗДРАЖИТЕЛЬ»).

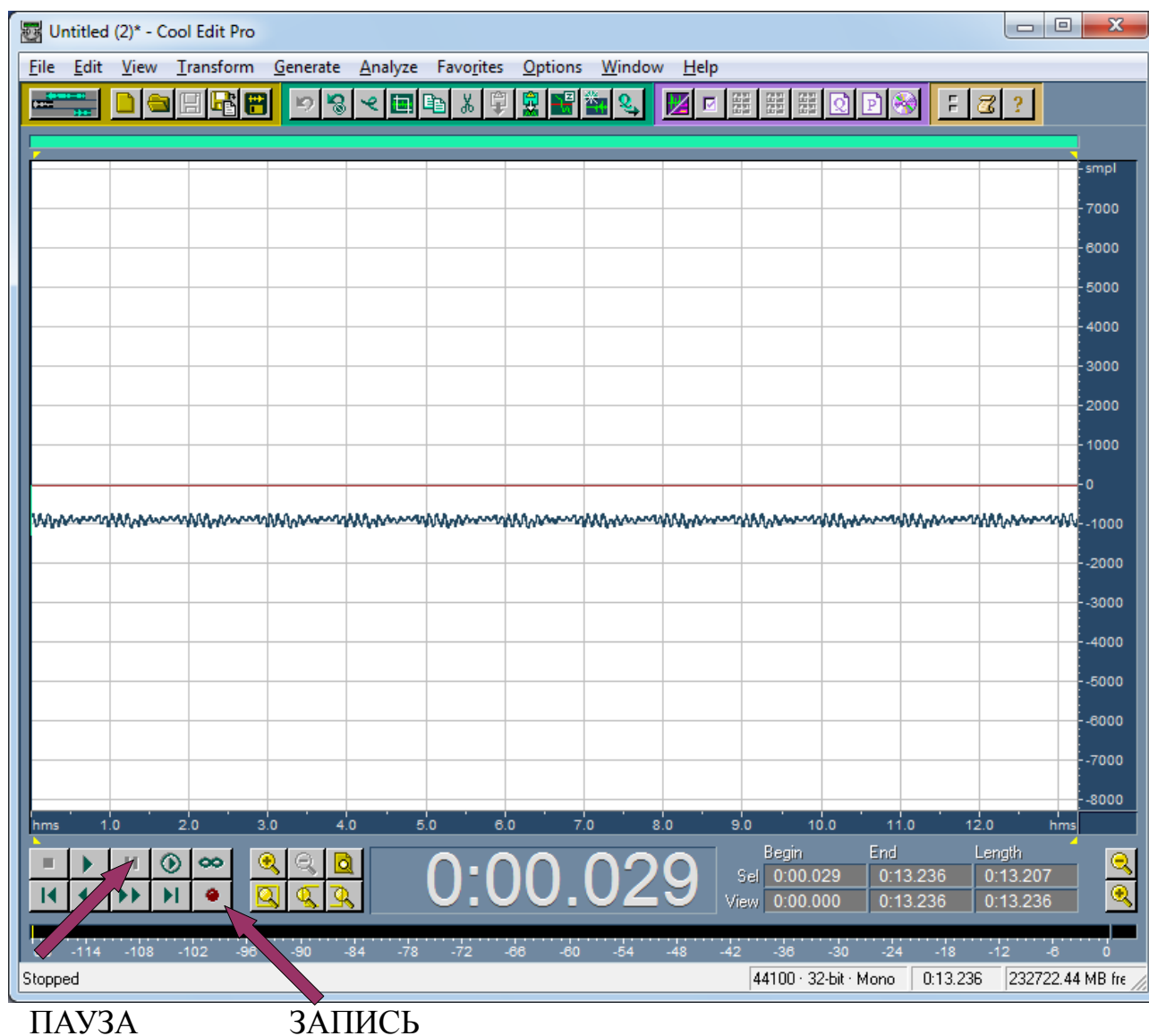


Рис.32. ЭЭГ, полученная на учебной установке ФМБ-9, соответствующая здоровому человеку.

После этого следует приступить к расчетам и анализу ЭЭГ.

Полученные кривые можно экспортировать в формат mp3 командой File-Save As..., где в диалоговом окне сохранения выбрать тип файла mp3. Сохраненные файлы mp3 можно загружать в программу командой File-Open.

### **Установка программного обеспечения.**

Для начала работы достаточно установить программное обеспечение из папки, содержащий пакет программ для работы с учебной установкой с поставляемого в комплекте с прибором CD диска в любую папку на жесткий диск, в которую доступна запись и создать ярлык на рабочем столе для быстрого доступа к программе CoolEdit Pro.

Сначала устанавливается программа-осциллограф Cool Edit Pro v1.2, затем устанавливается дополнение Cool Edit Pro MP3 Plug-In v1.1 для расширения функционала.

Для осциллографирования сигналов можно также применять программу Audacity, сборки которой доступны как для ОС Windows так и для ОС Linux. Установка программы Audacity в среде Windows выполняется простой распаковкой архива в любую папку на жестком диске, для ОС Linux пакет audacity доступен в стандартных репозиториях в виде исходных кодов и скомпилированного deb-пакета.

### Порядок выполнения.

1. Перед включением установки в сеть проверить целостность всех соединительных сигнальных и сетевых проводов. Все работы по подключению комплекса к компьютеру следует выполнять только при отключенных от сети приборах. Подключить 25-pin LPT вход блока управления «К МАКЕТУ ГОЛОВЫ» концами типа «тюльпан» **к соответствующим электродам**, жестко вмонтированным к макет головы человека. Т. о. электрод макета головы с подписью Fr1 должен быть подключен к «тюльпану» с подписью Fr1, электрод с подписью F4 должен быть подключен к «тюльпану» с подписью F4 и т. д.. При неправильном подключении электродов ко входу «БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ» установка не работает и выводится предупреждающая надпись «ERROR CONNECTION».
2. Используя стандартный соединительный осциллографический экранированный провод «тюльпан»-«jack» подключить БЛОК УПРАВЛЕНИЯ к Line In входу звуковой карты компьютера. Разобраться с принципиальной блок-схемой опыта, в назначении кнопок, переключателей и ручек приборов.
3. Подключить фотостимулятор (светодиод) к выходу «РАЗДРАЖИТЕЛЬ» пульта управления.
4. Соединить монитор с системным блоком ПЭВМ, подключить клавиатуру и мышь к системному блоку используя стандартные провода для подключения. Подключить системный блок ПЭВМ и монитор к сети ~220 В.
5. Включить установку в сеть ~220 В с помощью прилагаемого силового сетевого кабеля евро-стандарта. Поставить переключатель «СЕТЬ» на панели учебного модуля в положение «ВКЛ», при этом должен загореться сигнальный индикатор «СЕТЬ». **Следует учитывать, что при включении учебной установки клавишей «СЕТЬ», кнопка «РАЗДРАЖИТЕЛЬ» должна быть отжата, в противном случае прибор выдаст сообщение «Click Q-EPI button» и кнопку необходимо отжать перед началом эксперимента.**
6. Запустить программу-осциллограф для работы с учебной установкой для данного эксперимента пользуясь ярлыком на рабочем столе либо другим способом, указанным лаборантом.
7. С помощью многофункциональных кнопок «РЕЖИМ РАБОТЫ/ОТВЕДЕНИЯ» выбрать режим здоровый «Healthy» При этом, рядом с выбранным режимом на LCD индикаторе отображается символ «>».
8. Войти в данный режим, нажав кнопку «ЗАПУСК/ВХОД».
9. С помощью многофункциональных кнопок «РЕЖИМ РАБОТЫ/ОТВЕДЕНИЯ» выбрать из списка какой либо электрод, с которого будет наблюдаться сигнал.

10. Запустить эксперимент нажатием кнопки «ЗАПУСК/ВХОД».
11. В главном окне программы CoolEdit Pro командой File→New создать новый проект. В настройках проекта выбрать частоту дискретизации «Sample Rate» (рекомендуется 44100), Channel – режим «Mono» и Resolution – 16 Bit.
12. Для начала записи сигнала, поступающего на линейный вход ПК нажмите кнопку «ЗАПИСЬ» на панели управления программы CoolEdit Pro (выделена стрелкой на рис. 31, 32).
13. Записывать ЭЭГ для данного электрода необходимо в течение 5-10 секунд, после чего нажать на кнопку «ПАУЗА ||» в программе Cool Edit Pro (см. рис. 32). **В процессе работы в on-line режиме возможны задержки срабатывания кнопок управления программы до 5 секунд.**
14. Во время записи в случае необходимости следует увеличить амплитуду записываемого сигнала с помощью кнопок управления амплитудой по оси Oy в программе (выделены эллипсом на рис. 31). При записи нормальной ЭЭГ следует установить амплитуду сигнала такой, чтобы кривая по оси Oy занимала примерно одну клетку (для наглядности) и **в дальнейшем в течение опыта для данного электрода масштаб по оси амплитуд не менять.**
15. В результате работы программы должна быть получена кривая ЭЭГ вида рисунка 32, соответствующая альфа-ритму здорового человека.
16. Остановить эксперимент, нажав кнопку «ВЫХОД/СТОП» на пульте управления. Повторно нажав кнопку «ВЫХОД/СТОП», перейти в главное меню прибора.
17. С помощью многофункциональных кнопок «РЕЖИМ РАБОТЫ/ОТВЕДЕНИЯ» выбрать режим калибровки «Calibration». При этом, рядом с выбранным режимом на LCD индикаторе отображается символ «>».
18. Войти в данный режим, нажав кнопку «ЗАПУСК/ВХОД».
19. Повторно нажав кнопку «ПАУЗА ||» в программе записать серию калибровочных импульсов. **При этом амплитуду по оси Oy (делитель) не менять.** В режиме калибровки на линейный вход звуковой карты ПК подаются прямоугольные импульсы с амплитудой 50 мкВ, длительностью  $t_1=100$  мс и частотой следования 1 Гц (период  $T=1$  сек). Правильный вид записи ЭЭГ и калибровочных импульсов представлен на рис. 33.

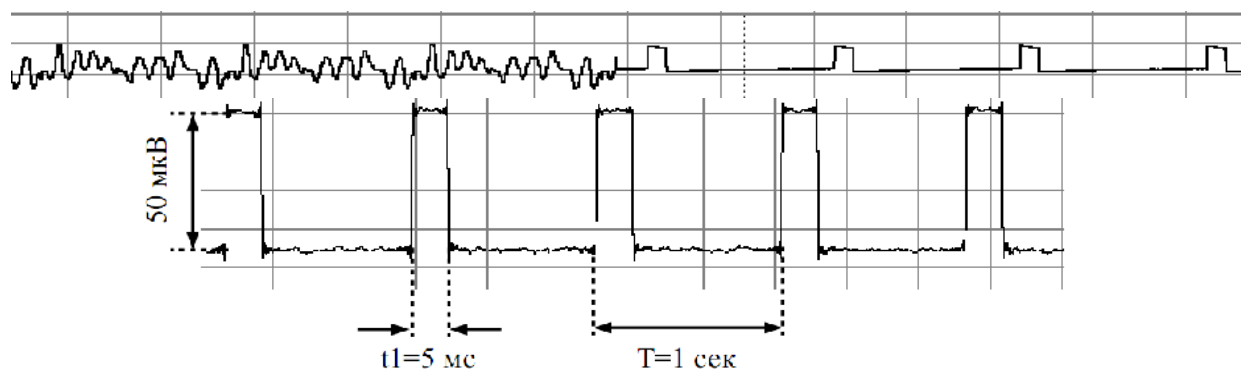


Рис.33. ЭЭГ, полученная на учебной установке ФМБ-9, соответствующая здоровому человеку и серия калибровочных импульсов амплитудой 50 мкВ.

20. В программе предусмотрена возможность выделения нужного фрагмента по времени. Выделение осуществляется удерживая левую кнопку мыши, после чего необходимо нажать кнопку «Zoom to Selection» в программе. Таким образом, можно изменить масштаб по оси  $Ox$  (времени). Текущее положение курсора указывается большими цифрами под графиком в формате **минуты:секунды.миллисекунды**.
21. Начало, конец и длительность выделения указывается табличке, расположенной справа от больших цифр: Sel Begin, Sel End, Sel Length рис. 34.

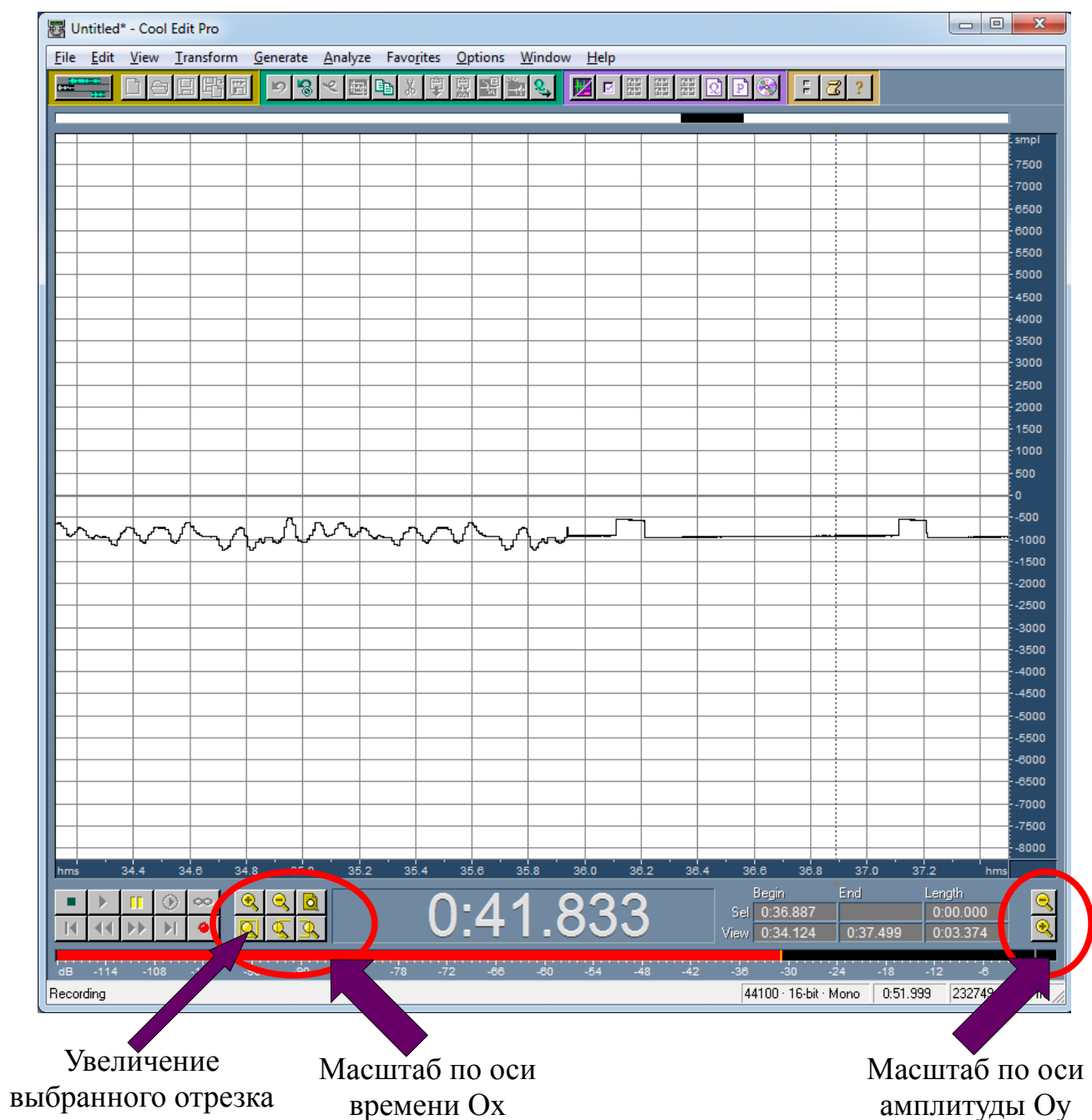


Рис.34. Изменение масштаба по осям координат.

22. В некоторых звуковых картах вход Line IN инвертирует входящий сигнал. Это легко заметить, так как в данном случае калибровочный сигнал будет отображаться «перевернутым» рис. 35. В этом случае, после записи ЭЭГ, следует выделить некоторый фрагмент кривой в главном меню программы выбрать пункт Transform→Invert. При этом сигнал выбранного фрагмента проинвертируется и ЭЭГ примет привычный вид рис. 34.

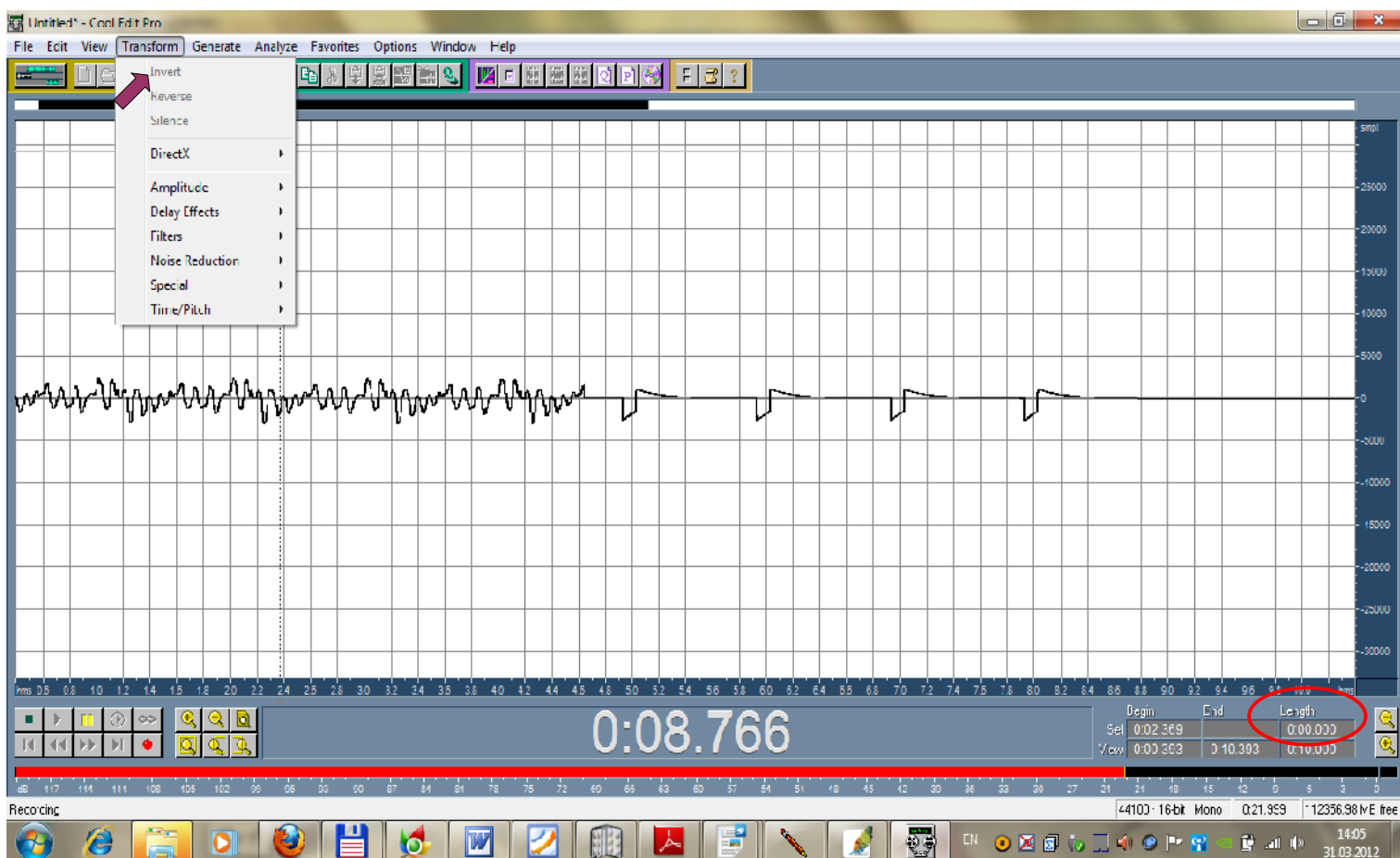


Рис.35. Вид инвертированного сигнала ЭЭГ получаемого с помощью программы CoolEdit Pro на некоторых звуковых картах.

23. Для улучшения визуального отображения ЭЭГ сгладим кривую, убрав высокочастотные помехи, наблюдаемые в виде кубиков при сильном увеличении. Для этого выделим фрагмент ЭЭГ и в главном меню программы выберем Transform – Filters – Graphic Equalize. В появившемся диалоговом окне рис. 36 следует убрать все высокие частоты (больше ~100 Гц), поставив регуляторы этих частот на самый низкий уровень, как на рис. 36 и нажать кнопку ОК. Результат этих действий будет плавное сглаживание кривой аналогично рис. 37.

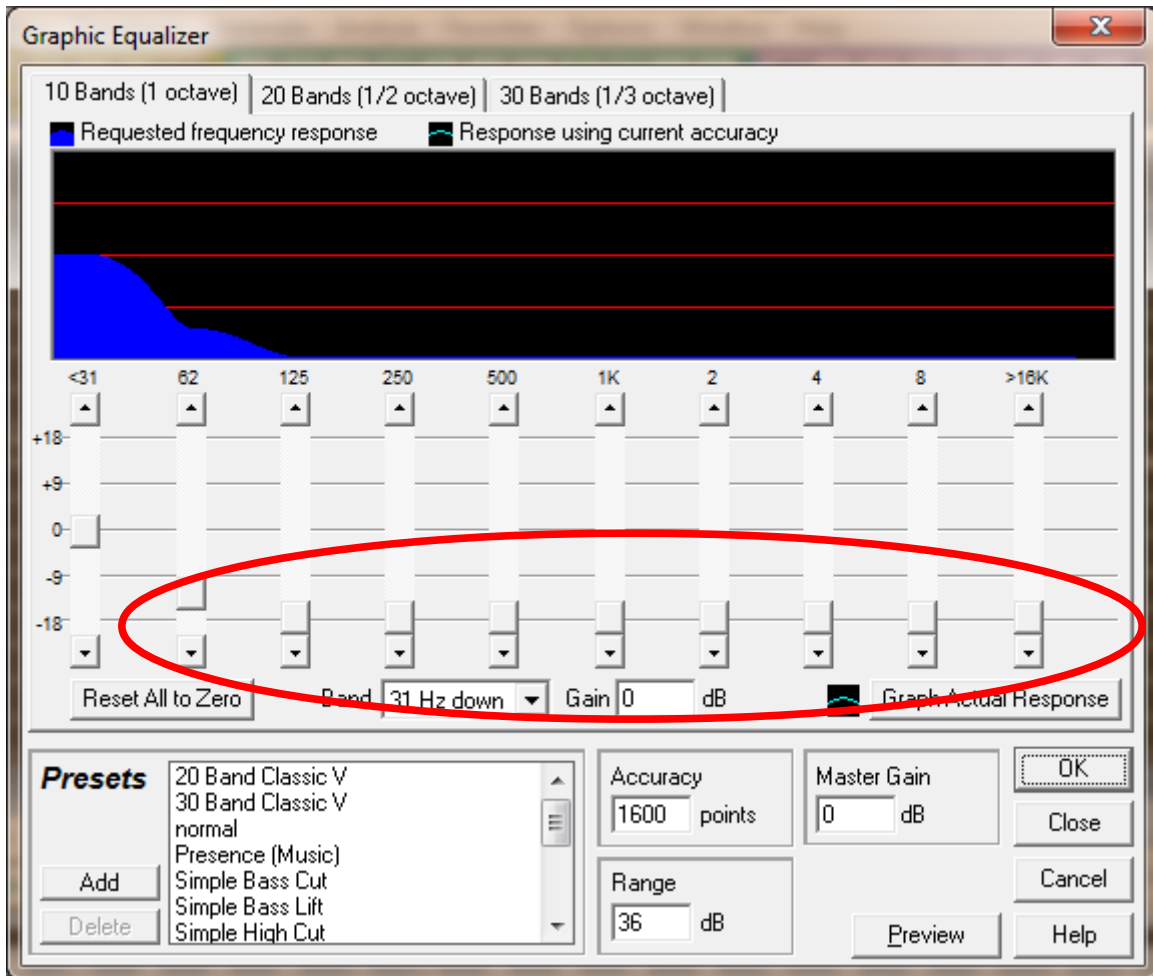


Рис.36. Фильтр «Графический Эквалайзер».

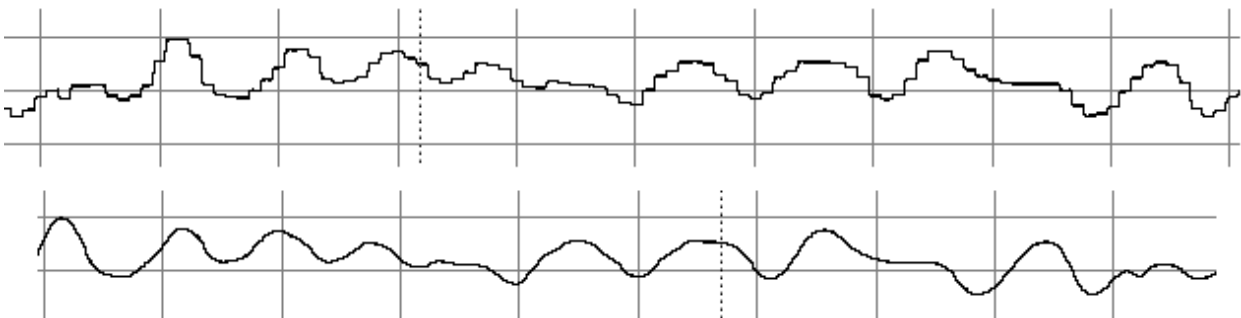


Рис.37. Применение фильтра «Graphic Equalizer». а) — кривая ЭЭГ до применения фильтра, б) — кривая после применения сглаживающего фильтра.

24. Выделив два калибровочных импульса, проверить временные интервалы и сравнить их с показаниями программы. Выделение осуществлять удерживая левую кнопку мыши, после чего нажать кнопку «Zoom to Selection» масштаба по оси Ох (находится прямо под кнопкой с изображением лупы со знаком + рис. 34). Масштаб по оси Оу не изменять. Измеренное время показывается в табличке, располагающейся

- справа от больших цифр в клетке «Sel Length» (выделена на рис. 35).
25. Сохранить результаты работы в файл mp3, воспользовавшись командой File – Save As... и приступить к анализу снятой вами ЭЭГ для данного электрода.
  26. Выделить промежуток  $\Delta t$  длительностью 2 — 4 секунды и посчитать количество волн (пигов)  $N$ , укладывающихся в данный промежуток. Разделив это количество на время, получим условную частоту альфа-ритма:  $\nu_\alpha = \frac{N}{\Delta t}$ . Согласно норме, частота альфа-волн составляет 8—13 Гц, амплитуда 30—100 мкВ, они симметричные, синусообразной формы. Выделение осуществляйте удерживая левую кнопку мыши, после чего нажмите кнопку «Zoom to Selection» масштаба по оси Oх (находится прямо под кнопкой с изображением лупы со знаком + рис. 34). Измеренное время показывается в табличке, располагающейся справа от больших цифр в клетке «Sel Length» (выделена на рис. 35).
  27. Определить коэффициент чувствительности  $K_Y$  оси Oу в программе как отношение амплитуды известного калибровочного прямоугольного импульса  $A_{\Pi}=50$  мкВ к количеству клеток  $\Delta y$ , занимаемого этим импульсом по оси Oу:  $K_Y = \frac{A_{\Pi}}{\Delta y}$ . При этом, количество клеток может быть дробным, например  $\Delta y = 0,5$  клетки (определяется условно на глаз).
  28. Измерить амплитуды всех видимых вами на выделенном отрезке пигов ЭЭГ в клетках координатной сетки в программе, и, зная значение коэффициента чувствительности  $K_Y$ , вычислить амплитуды в микровольтах как  $A_n = K_Y \cdot \Delta y_n$  [мкВ], где  $\Delta y_n$  — количество клеток по оси Oу, занимаемое пиком с условным номером  $n$ ,  $A_n$  — его амплитуда в микровольтах.
  29. Вычислить среднее значение амплитуды альфа — ритма для данного электрода как  $\langle A \rangle = \frac{A_1 + A_2 + \dots + A_n}{n}$ , где  $n$  — количество пигов, для которых Вами были проведены измерения,  $A_1 \dots A_n$  — соответствующие амплитуды этих пигов.
  30. С помощью многофункциональных кнопок управления «РЕЖИМ РАБОТЫ/ОТВЕДЕНИЯ» выбрать из списка другой электрод в режиме здоровый «Healthy», с которого будет наблюдаться сигнал и повторить действия пп. 10 — 29 для данного электрода.
  31. Повторить указанные действия для всех электродов макета головы. Особое внимание следует уделить затылочным электродам O1, O2. Так как на эти электроды поступает сигнал со зрительных центров, то в норме амплитуда альфа-ритма для данных отведений повышена, что свидетельствует о зрительной активности.
  32. Расположить для наглядности фотостимулятор перед глазами макета

головы человека, запустить режим здоровый «Healthy» и начать запись с какого — либо электрода. Во время записи включить фотостимулятор с помощью кнопки «РАЗДРАЖИТЕЛЬ», при этом фотостимуляция вызовет изменения на ЭЭГ, характерные для эпилепсии рис. 38.

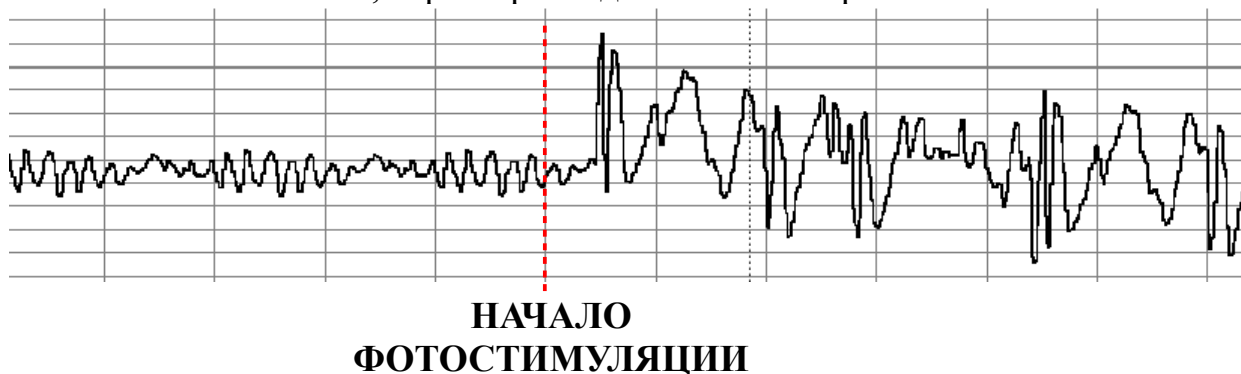


Рис. 38. Эпилептический припадок, вызванный фотостимуляцией пациента. Слева наблюдается альфа — ритм, после начала фотостимуляции кривая ЭЭГ становится характерной для эпилепсии.

33. **Во время работы фотостимулятора кнопки управления блокируются и для изменения режима работы необходимо сначала отключить «РАЗДРАЖИТЕЛЬ» соответствующий кнопкой пульта управления.**
34. Сравнить амплитуды альфа — ритма и амплитуды кривой ЭЭГ при эпилепсии. Оценить амплитуду ЭЭГ при эпилепсии в микровольтах, используя режим калибровки при данном коэффициенте усиления в программе, аналогично действиям, описанным пп. 16 — 29.
35. Для наблюдения и анализа кривых, соответствующих человеку больному эпилепсией, рекомендуется в главном меню управления учебным прибором выбрать режим «ЭПИЛЕПТИК EPI seizures» и провести запись и анализ ЭЭГ согласно пп. 10 — 29 для каждого электрода.
36. По окончании работы следует закрыть программу-осциллограф и выключить компьютер согласно стандартным действиям.
37. Отключить установку от сети, поставив переключатели «СЕТЬ» на панели БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ в положение «ВЫКЛ» и вынуть сетевые вилки из розеток.

**РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА.**

1. Акимов Г. А. Преходящие нарушения мозгового кровообращения. Л. Медицина, 1974.с. 168.
2. Бехтерева Н. П., Камбарова Д. К., Поздеев В. К. Устойчивое паталогическое состояние при болезнях головного мозга. Л. Медицина, 1978.с. 240.
- 3.Боева Е. М. Очерки по патофизиологии закрытой травмы мозга. М. Медицина, 1968.
4. 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.
5. 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.
6. 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
7. Бреже М. Электрофизиологическое изучение зрительного бугра и гиппокампа у человека. Физиологический журнал СССР, 1967, т. 63, N 9, с. 1026-1033.
8. Вейн А. М. Лекции по неврологии неспецифических систем мозга М. 1974.
9. Вейн А. М., Соловьева А. Д., Колосова О. А. Вегето-сосудистая дистония М. Медицина, 1981, с. 316.
- 10.Верещагин Н. В. Патология вертебробазиллярной системы и нарушения мозгового кровообращения М. Медицина, 1980, с. 308.
11. Георгиевский М. Н. Врачебно-трудовая экспертиза при неврозах. М. 1957.
12. Гриндель О. М., Брагина Н. М., Балабанова В. А. и др. Изменения электрических процессов в коре больших полушарий человека при очаговых поражениях гипоталамуса и ствола мозга. В кн. Электрофизиологическое исследование стационарной активности мозга. М. Наука, 1983.с. 256-279.
13. Добржанская А. К., Косичкин Н. М., Куренкова А. Н. и др. Функциональные показатели состояния центральной и периферической нервной системы у инвалидов вследствие костно-мышечной патологии эндокринных и нервно-мышечных заболеваний. Методические рекомендации ЦИИЭТИН. М. 1983.
14. Дубикайтис В. В. Возможная роль таламического пейсмекера в пространственно-временной организации ЭЭГ. Физиология человека, 1975.N 5.с. 771-782.

15. Думенко В. Н. Современные представления об электроэнцефалограмме. Успехи физиологической науки, 1979. N 4. с. 71-95.
16. Егорова И. С. Электроэнцефалография М. Медицина, 1973. с. 296.
17. Жирмунская Е. А. Электрическая активность мозга в норме, при гипертонической болезни и мозговом инсульте. М. Медицина, 1963.
18. Жирмунская Е. А. Некоторые количественные характеристики различных типов ЭЭГ у человека. Журнал невропатологии и психиатрии, 1969. N 7. с. 984.
19. Жирмунская Е. А., Майорчик В. Е., Иваницкий А. М. и др. Терминологический справочник: Словарь терминов, используемых в электроэнцефалографии. Физиология человека, 1978, N 5, с. 936-954.
20. Заболотных В. А., Кучерявый Ф. Х. Электрофизиологические показатели функционального состояния мозга, используемые для оценки уровня компенсации при последствиях черепно-мозговой травмы у человека. Механизмы повреждений, резистентности, адаптации и компенсации: Тезисы докладов 2-го Всесоюзного съезда патофизиологов. Ташкент, 1976. Т. 2. С. 660-661.
21. Заболотных В. А., Киселев В. Н. Опыт математического анализа клинических и электрофизиологических критериев вегетативных пароксизмов гипоталамического и височного генеза. Пароксизмальные вегетативные нарушения. М. 1979. с. 28-29.
22. Заболотных В. А., Киселев В. Н. О значении электроэнцефалографии при дифференциальной диагностике височных и гипоталамических пароксизмов. Журнал невропатологии и психиатрии, 1981. N12. с. 1172-1177.
23. Зенков Л. Р., Ронкин М. А. Функциональная диагностика нервных болезней. М. Медицина. 1982. с. 432.
24. Каменская В. М. Электрическая активность мозга у больных кататонической формы шизофрении в остром состоянии и во время ремиссии. Журнал невропатологии и психиатрии, 1961. N4. с. 557-644.
25. Камянов И. М. Невропатология в психиатрической клинике. Рига: Зинатне, 1984. с. 190.
26. Карлов В. А. Эпилептический статус. М. Медицина, 1977. с. 360.
27. Киселев В. Н., Макаров А. Ю., Лабода Е. Б. Критерии клинического и трудового прогноза при эпилепсии. М., 1985.
28. Кожевников В. А., Мещерский Р. М. Современные методы анализа электроэнцефалограммы. М., 1963.
29. Коровин А. М. Пароксизмальные расстройства сознания. Л., Медицина. 1973. с. 176.

30. Косичкин М. М., Добржанская А. К., Куренкова А. Н. и др. Нейрофизиологические показатели вегето-сосудистых расстройств при различных формах патологии и их использование в практике ВТЭ. Методические рекомендации ЦИЭТИН. М., 1986.
31. Кратин Ю. Г., Бехтерева Н. П., Гусельников В. И., Кожевников В. А., Синиченков Б. Т., Усов В. В. Техника и методики электроэнцефалографии. М., Л., Издательство АН СССР, 1963.с. 312.
32. Крыжановский В. Н. Детерминантные структуры в патологии нервной системы. М., Медицина. 1980. с. 358.
33. Латаш Л. П. Гипоталамус. Приспособительная активность и электроэнцефалограмма. М., Наука, 1978.с. 295.
34. Лебедева Н. Н. Электрофизиологические показатели нарушения стабильности функционального состояния центральной нервной системы и их значение в экспертизе трудоспособности при пароксизмальных синдромах. Автореферат кандидатской диссертации. Л., 1979.
35. Леонович А. Л. Инфекционно-аллергические энцефаломиелиты и полирадикулоневриты. Минск, 1973.
36. Лобзин В. С. Менингиты и арахноидиты. Л., Медицина. 1983.с. 190.
37. Майорчик В. Е. Изменения в ЭЭГ в зависимости от локализации опухоли мозга. Клиническая электроэнцефалография. М., Медицина, 1973.с. 106-146.
38. Макаров А. Ю., Шелудченко Ф. И. ВТЭ и рациональное трудовое устройство больных, оперированных по поводу доброкачественных опухолей головного мозга. Методические рекомендации. Л., 1981.
39. Маккавейский П.А. ЭЭГ при закрытой черепно-мозговой травме. Методические основы использования электрофизиологических исследований в клинике и врачебно-трудовой экспертизе. Л., Медицина. 1966.с. 143-152.
40. Маккавейский П.А., Зимкина А. М. Значимость электрофизиологических показателей для обоснования экспертных решений при травматических и инфекционных заболеваниях центральной нервной системы. Клинические и социальные вопросы врачебно-трудовой экспертизы. Л., 1975.с. 34-41.
41. Маккавейский П. А., Макаров А. Ю., Черкасова В. И. и др. Основные принципы врачебно-трудовой экспертизы и реабилитации больных нарколепсией. Методические рекомендации. Л., 1976.
42. Михайлюк И. А., Проскурина О. А., Миценко М. Д. Врачебно-трудовая экспертиза, электрофизиологические и биохимические исследования при сосудистых заболеваниях головного мозга. Методические рекомендации. Днепропетровск. 1982.

43. Минц А. Я. Атеросклероз мозговых сосудов. Киев. Здоровье, 1970. с. 240.
44. Монахов К. К. Электроэнцефалография. Шизофрения: Мультидисциплинарное исследование. М., 1972.с. 279-388.
45. Монахов К. К., Бочкарев В. К., Никифоров В. К. Прикладные аспекты нейрофизиологии в психиатрии. М., Медицина, 1983.с. 190.
46. Окуджава В. М. Основные нейрофизиологические механизмы эпилептической активности. Тбилиси: Ганатлеба, 1969.с. 226.
47. Панченко Д. И., Мачарет Е. А., Зозуля И. С. Клинико-электрофизиологические изменения при сосудистых заболеваниях головного мозга. Киев. Здоровье, 1978.с. 155.
48. Пиль Б. Н. Диагностика хронических воспалительных заболеваний оболочек головного мозга. Л., 1971.
49. Поворинский А. Г. Особенности реакций на триггерную фотостимуляцию в зависимости от фоновой ЭЭГ и локализации поражения мозга. Электрофизиологические исследования в клинике и экспертной практике. Л., 1964.с. 55-70 (Труды ЛИЭТИН; Выпуск 13).
50. Поворинский А. Г. Электрофизиологические показатели функционального состояния головного и спинного мозга в норме и при патологии центральной нервной системы. Физиологические исследования в экспертизе трудоспособности. Л., Медицина, 1978.с. 51-110.
51. Поворинский А. Г., Заболотных В. А., Лебедева Н. Н. Алгоритм описания ЭЭГ для использования в клинической практике и экспертизе трудоспособности. Журнал нейрофизиологии и психиатрии, 1981. N 3.с. 1130-1133.
52. Розова М. С. Врачебно трудовая экспертиза при мозговом атеросклерозе с психическими нарушениями. Методическое письмо ЦИЭТИН. 1965. Руководство по врачебно-трудовой экспертизе
53. Под редакцией Ю.Д. Арбатской М., 1981. Руководство по психиатрии. Под редакцией А.В. Снежневского М. Медицина, 1983.
54. Русинов В. С., Майорчик В. Е., Гриндель О. М. и др. Клиническая электроэнцефалография. М., Медицина, 1973.с. 340.
55. Самойлов В. И. Диагностика опухолей головного мозга. Л., Медицина, 1985.с. 304.
56. Сандригайло Л. И. Вспомогательные методы диагностики в невропатологии и нейрохирургии. Минск: Высшая школа, 1986, с. 270.
57. Смирнова Н. И. Изучение биоэлектрической активности головного мозга при психогенных галлюцинах больных шизофренией. Проблемы судебной психиатрии, 1959, т. 8, с., 643-659.

58. Справочник по врачебно-трудовой экспертизе. М. Медицина, 1972.
59. Справочник документов по ВТЭ и трудоустройству инвалидов. Л. Медицина, 1981.
60. Тепина М. М., Агрба М. В., Котова Л. А. Социально-трудовое прогнозирование и рациональное трудовое устройство инвалидов вследствие эпилепсии в условиях сельской местности. Методические рекомендации ЛИЭТИН. Л. 1982.
61. Хомская Е. Д. Мозговая активация. М. 1972.
62. Храпов В. С., Жирмунская Е. А., Гутман С. Р. Новые проблемы клинической нейрофизиологии. Ташкент, 1977, с. 143.
63. Черкасова В. И., Маккавейский П. А. Кацук Л. И. и др. Клинико-физиологическое обоснование доступности с нервнопсихическим напряжением для инвалидов с заболеваниями центральной нервной системы. Методические рекомендации ЛИЭТИН. Л. 1979.
64. Чухрова В. А. Функциональная электроэнцефалография при поражении магистральных сосудов головы. М. Медицина, 1973, с. 174.
65. Чхенкели С. А. Стереоэнцефалографический анализ эпилептических систем как основа тактики современной стереонейрохирургии эпилепсии. В кн. Хирургическое лечение эпилепсии. Тбилиси, 1980, с. 120-124.
66. Шеповальников А. И. Активность спящего мозга. Л. Наука, 1971, с. 181.
67. Шеповальников А. И., Цицерошин М. Н., Апанасионок В. С. Формирование биопотенциального поля мозга человека. Л. Наука, 1979, с. 163.
68. Экспертиза трудоспособности и трудоустройства инвалидов при отдаленных последствиях закрытой черепно-мозговой травмы с эпилептическими и эпилептиформными припадками и с психическими нарушениями. Методическое письмо N 22 ЛИЭТИН. Л. 1964

**ДЛЯ СВОБОДНОГО РАСПРОСТРАНЕНИЯ  
НПО УЧЕБНОЙ ТЕХНИКИ «ТУЛАНАУЧПРИБОР»**