

Л.Р.Зенков

**КЛИНИЧЕСКАЯ
ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ
(С ЭЛЕМЕНТАМИ ЭПИЛЕПТОЛОГИИ)**

Руководство для врачей

5-е издание



Москва
«МЕДпресс-информ»
2012

УДК 616.8-072.7(035)

ББК 56.12

3-56

Все права защищены. Никакая часть данной книги не может быть воспроизведена в любой форме и любыми средствами без письменного разрешения владельцев авторских прав.

Рецензент: В.В.Гнездицкий, доктор биологических наук, зав. лаб. клинической нейрофизиологии НИИ неврологии РАМН

Зенков Л.Р.

3-56 Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей / Л.Р.Зенков. — 5-е изд. — М. : МЕДпресс-информ, 2012. — 356 с.

ISBN 978-5-98322-836-8

В книге в систематизированном виде представлены нейрофизиологические и биофизические основы электроэнцефалографии, методология анализа ЭЭГ и электроэнцефалографическая семиотика. Излагаются принципы клинической интерпретации ЭЭГ при неврологических и других заболеваниях мозга. Большое место уделено эпилепсии и специальным аспектам ее диагностики, включая ЭЭГ-видеомониторинг и компьютерные методы оценки риска и решения вопросов терапии. Изложены основные методы и принципы клинического применения компьютерной ЭЭГ.

Для клинических нейрофизиологов, неврологов, психиатров, врачей функциональной диагностики, студентов, аспирантов и специалистов, занимающихся функциями мозга.

УДК 616.8-072.7(035)

ББК 56.12

ISBN 978-5-98322-836-8

© Зенков Л.Р., 2004, 2011

© Оформление, оригинал-макет, иллюстрации.
«МЕДпресс-информ», 2011

© Обложка НПКФ «Медиком ЛТД», 1996

СОДЕРЖАНИЕ

Предисловие	8
Глава 1. Основы метода	11
Глава 2. Техника и методика электроэнцефалографии	18
2.1. Аппаратура для электроэнцефалографических исследований	18
2.2. Отведение и запись ЭЭГ	25
2.3. Общие методические принципы исследования и функциональные пробы	38
Глава 3. Принципы анализа ЭЭГ и электроэнцефалографическая семиотика	41
3.1. Артефакты на ЭЭГ и их устранение	41
3.2. Электроэнцефалографическая семиотика	47
3.2.1. Ритмы ЭЭГ взрослого бодрствующего человека	50
3.2.2. Виды активности, патологические для взрослого бодрствующего человека	53
3.3. Нормальная ЭЭГ взрослого бодрствующего человека	62
3.4. ЭЭГ и уровни функциональной активности мозга	66
3.4.1. Изменения ЭЭГ в цикле бодрствование-сон	66
3.4.2. ЭЭГ при наркозе	74
3.4.3. ЭЭГ при коматозном состоянии	75
3.5. Возрастные изменения ЭЭГ	79
3.6. Общие принципы клинической интерпретации ЭЭГ при неврологической патологии	87
3.6.1. Общие положения	87
3.6.2. Диффузное поражение мозга	90
3.6.3. Поражение срединных структур мозга	91
3.6.3.1. Поражение ствола мозга	95
3.6.3.2. Поражение срединных структур полушарий	97
3.6.4. Поражение в глубине полушария	100
3.6.5. Поверхностное расположение фокуса поражения	102
3.7. Принципы формулирования клинико-электроэнцефалографического заключения	104
3.7.1. Систематика клинико-электроэнцефалографических заключений — «ЭЭГ-Тезаурус»	105
Система классификации клинических заключений по электроэнцефалографии «ЭЭГ-Тезаурус»	108
Глава 4. Изменения ЭЭГ при основных заболеваниях центральной нервной системы .	115
4.1. Эпилепсия	115
4.1.1. Диагностика эпилепсии	116
4.1.1.1. Дифференциальная диагностика эпилептических и неэпилептических припадков	127
4.1.2. Тип припадков, локализация эпилептического фокуса, классификация эпилепсии	137

4.1.3. Эпилептологическая электроэнцефалография	173
4.1.3.1. Процессоры и архивирование данных	174
4.1.3.2. Программное обеспечение	175
4.1.3.2.1. Формулирование электроэнцефалографического «Заключения»	176
4.1.3.2.2. Система оценки риска, диагноза, лечения, прогноза и профилактики эпилепсии «Эпидавр»	177
4.1.3.2.3. ЭЭГ-видеомониторинг	177
4.1.4. Отслеживание динамики заболевания, корректировка терапии, прогноз	182
4.2. Опухоли мозга	190
4.3. Сосудистые заболевания	193
4.4. Черепно-мозговая травма	196
4.5. Воспалительные заболевания мозга	197
4.6. ЭЭГ при дегенеративных и дизонтогенетических заболеваниях	206
4.7. ЭЭГ при дисфункциональных и психиатрических нарушениях	210
Глава 5. Компьютерная электроэнцефалография	214
5.1. Клинические аспекты компьютерной электроэнцефалографии	214
5.1.1. Общая характеристика задач КЭЭГ	214
5.1.2. Техничко-методические аспекты КЭЭГ	215
5.2. Компьютерные методы анализа ЭЭГ в клинической нейрофизиологии .	216
5.2.1. Общая характеристика задач клинической нейрофизиологии	216
5.2.2. Клинические аспекты применения КЭЭГ к анализу «спонтанной» ЭЭГ	218
5.2.2.1. Основные задачи клинической оценки «спонтанной» ЭЭГ .	218
5.2.2.2. Методы распознавания образов в электроэнцефалографии .	219
5.2.2.3. Методы определения спектральной мощности в клинической КЭЭГ	223
5.3. Карты электрической активности мозга как материал для визуальной клинической диагностики	227
5.3.1. Картирование спектральной мощности ЭЭГ (КСМЭЭГ)	227
5.3.1.1. Амплитудное картирование ЭЭГ (КАЭЭГ)	233
5.3.1.2. Трехмерная локализация источников «спонтанной» ЭЭГ (3-МЛИЭЭГ)	234
Приложение 1. Терминологический справочник по клинической электроэнцефалографии	243
Приложение 2. Пересмотренная классификация эпилепсий и эпилептических синдромов. От Комиссии по классификации и терминологии Международной противоэпилептической лиги (1989)	267
Приложение 3. Словарь терминов, употребляемых при компьютерном анализе ЭЭГ	269
Приложение 4. Практическое применение компьютерной электроэнцефалографии	281
Заключение	344
Список литературы	345

Предисловие

Электроэнцефалография является одним из основных методов объективного тестирования функций нервной системы, что мотивирует постоянный спрос на соответствующую литературу. Конец XX столетия характеризовался внедрением в неврологическую диагностику методов нейровизуализации: компьютерной рентгеновской томографии, ядерно-магнито-резонансной томографии, позитронно-эмиссионной томографии и др., решивших в основном задачу диагностики путем прямого изображения органических структурных морфологических и частично дизметаболических расстройств. Одновременно, вопреки голосам о закате электроэнцефалографии, наблюдается почти революционная активизация исследований в области электроэнцефалографии с качественным и количественным совершенствованием аппаратуры и методов анализа, расширением диапазона применения метода на все более широкие области диагностики, появляются сотни публикаций, демонстрирующих рост возможностей метода. Следует признать, что клиническая электроэнцефалография как метод содержит в себе элемент парадоксальности. Являясь почти идеальным методом прямого отображения **функционирования** ЦНС, она на протяжении более 3/4 века решает вопросы диагностики **органических** поражений мозга. Можно с удовлетворением констатировать, что нейровизуализационные методы в основном успешно отняли у электроэнцефалографии эти несвойственные ей и, следует признать, в существенной мере плохо решаемые ею задачи. Это же одновременно высветило и более четко определило круг клинических задач, которые может решить только электроэнцефалография — это диагностика функциональной активности ЦНС — то главное, что характеризует живой мозг человека в норме и при неврологической патологии.

После периода начальной эйфории относительно всемогущества нейровизуализационных методов, включая «функциональный нейроимиджинг» — ПЭТ и СПЭКТ, стало ясно, что в большом числе случаев они оказываются недостаточно чувствительными и специфичными, особенно на начальных стадиях заболеваний или при преобладании метаболических нарушений над структурно-морфологическими как при некоторых формах склерозирующих и некротизирующих энцефалитов, дегенеративных и динамических ишемических нарушениях. Совершенно очевиден статус электроэнцефалографии как в полной мере незаменимого метода в эпилептологии. Следует только вспомнить, что электроэнцефалографические критерии диагностики входят неотъемлемой частью в определение эпилепсии как заболевания и в названия и определения многочисленных форм эпилепсии. На современном этапе её роль в этой области становится значительно более ответственной в отношении диагностики, классификации форм эпилепсии

и припадков, принятии решения о лечении и выборе оптимального препарата, учитывая быстро расширяющийся спектр противоэпилептических лекарств и, одновременно, все возрастающее количество свидетельств того, что сами они иногда оказываются вреднее заболевания.

Чрезвычайно возрос удельный вес электроэнцефалографических исследований в области так называемых «функциональных» расстройств: невротических, психических, эмоциональных, поведенческих и когнитивных нарушений, психо-соматических заболеваний. Эта новая и важная роль электроэнцефалографии не могла быть реализована без использования количественных компьютерных методов обработки, анализа и представления данных. Их внедрение во все области техники и методики электроэнцефалографии привело к появлению принципиально нового аппаратно-методического подхода — **компьютерной электроэнцефалографии**, что выводит методику на принципиально новый уровень, который, следует признать, клиническая электроэнцефалография в настоящее время еще не способна освоить во всей полноте в силу необходимости разработки принципиально нового диагностического подхода.

В соответствии с Рекомендацией Международной Федерации Обществ электроэнцефалографии и клинической нейрофизиологии, которые определяют в качестве медицинского документа «Заклочение», сделанное электроэнцефалографом на основе визуального анализа «сырой» электроэнцефалограммы (ЭЭГ), в основу изложения, как и ранее, положены традиционные методы регистрации, анализа, описания и интерпретации ЭЭГ. Однако, в связи с изменившимся удельным весом различных областей электроэнцефалографии значительно расширен отдел, посвященный эпилепсии, куда включены элементы эпилептологии, без знания которых невозможно полноценное использование электроэнцефалографии на современном уровне.

Существенную часть книги составляет Глава 5, посвященная компьютерной электроэнцефалографии. В этой главе, а также в соответствующих параграфах других разделов книги освещены не только методические вопросы компьютерной электроэнцефалографии, но и новые области применения электроэнцефалографии: функциональной диагностики невротических, психиатрических, метаболических заболеваний, использования ЭЭГ для оценки риска заболеваний, прогноза, определения эффективности лекарственных препаратов, экспертизы.

В настоящем третьем издании «Клинической электроэнцефалографии» введено уточнение параметров некоторых графоэлементов семиотики ЭЭГ, параметров и динамики основных феноменов и волновых диапазонов ЭЭГ развивающегося мозга, проведено уточнение данных ЭЭГ при некоторых формах эпилепсии. Соответственно возрастающему удельному весу эпилепсии в электроэнцефалографической диагностике, более подробно дан раздел эпилептологической электроэнцефалографии, включая метод ЭЭГ-видеомониторинга (синхронизованной с ЭЭГ видеозаписи пациента), освещены вопросы влияния противосудорожной фармакотерапии на ЭЭГ и, частично аспекты аппаратно-программного обеспечения соответствующих клинико-электроэнцефалографических эпилептологических задач.

Книга является плодом продолжавшегося на протяжении четырех десятилетий сотрудничества и контактов с многочисленными специалистами учеными и практиками в области применения электроэнцефалографии в клинической неврологии, дискуссии с которыми (нередко сопряженные с жесткой критикой) формировали концептуальные подходы автора. Всем им автор глубоко благодарен. Из их числа считаю долгом особо поблагодарить М.А.Ронкина, П.В.Мельничука, Л.П.Латаша, М.Н.Фишман, В.А.Карлова, Т.С.Степанову, Е.А.Жирмунскую, Л.И.Сумского, В.В.Гнездицкого, Н.К.Благосклонову, П.А.Константинова. Особую благодарность выражаю сотрудникам Межклинической лаборатории функциональной диагностики по нейрофизиологии и Кафедры нервных болезней Московской медицинской академии им. И.М.Сеченова И.М.Максименко, С.В.Успенской, Н.Е.Архиповой, Г.Г.Торопиной, Н.П.Хроменко, Л.Э.Клишевской за помощь в работе над книгой. Выражаю благодарность сотруднику Московского центра психического здоровья детей и подростков И.М.Арефьеву за участие в подготовке иллюстративного материала к разделу, посвященному ЭЭГ сна.

Глава 1

ОСНОВЫ МЕТОДА

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

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

В последующие годы работы исследователей были посвящены не только феноменологии электроэнцефалографии при различных заболеваниях и состояниях мозга, но и изучению механизмов генерации электрической активности. Существенный вклад в эту область внесен работами E.D.Adrian, B.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).

Важнейшее значение для понимания механизмов генерации нормальной ЭЭГ и использования ее в качестве инструмента функциональной диагностики имели исследования неспецифических систем ретикулярной формации и лимбического комплекса — структур, определяющих уровень функциональной активности мозга (Анохин П.К., 1964; Jasper H., 1949; Magoun H.W., 1958).

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 экстраклеточной 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 — острое) 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 исполни-

тельным 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 несколь-

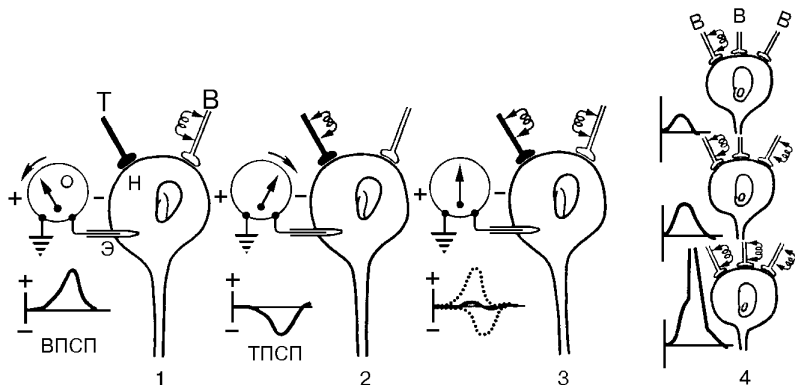


Рис. 1. Изменения мембранного потенциала нейрона при возбуждающем и тормозном синаптическом воздействии.

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

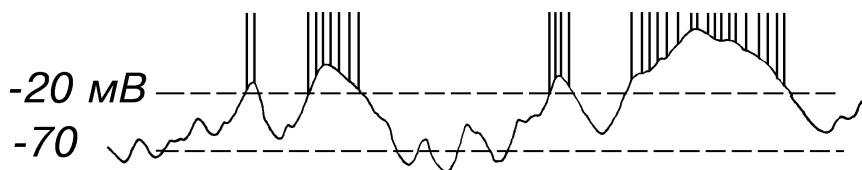


Рис. 2. Соотношения между колебаниями уровня соматодендритных ПСП с генерацией нейроном спайков.

— 70 мВ — потенциал покоя мембраны.

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

ких 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 ВПСР и ТПСР. 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 (Speckmann E.J., Walden J., 1991, Zschocke St., 1991).

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

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

Как явствует из названия, активирующая ретикулокортикальная и лимбикокортикальная системы вызывают повышение уровня функциональной активности мозга, и их электрическое раздражение приводит к реакции пробуждения (англ. arousal).

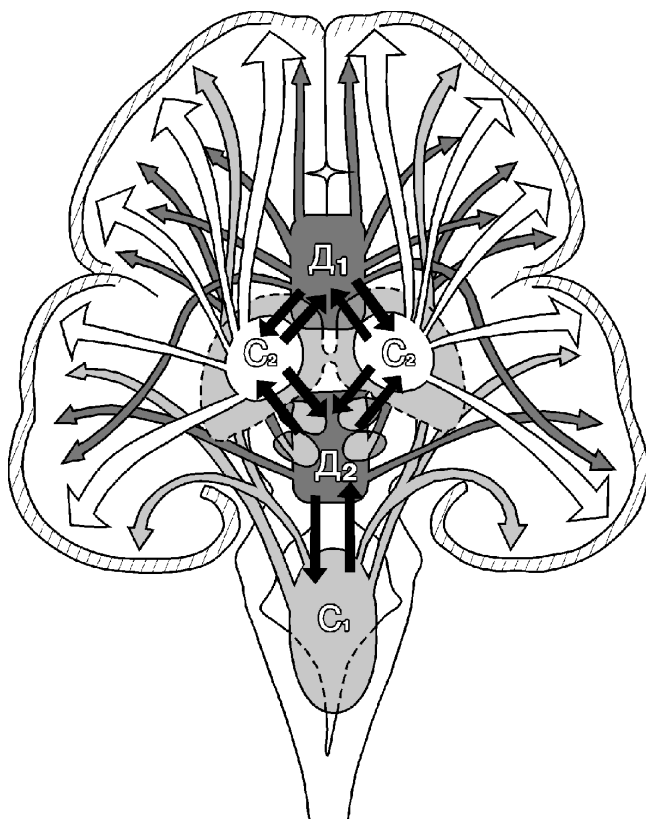


Рис. 3. Восходящая ретикулокортикальная неспецифическая система регуляции уровня функциональной активности мозга. Д₁ и Д₂ — десинхронизирующие активирующие системы среднего мозга и переднего мозга соответственно, С₁ и С₂ — синхронизирующие тормозящие сомногенные системы продолговатого мозга и моста и неспецифических ядер промежуточного мозга соответственно.

Обратные изменения наблюдаются при активации сомногенных ретикулокортикальных и таламокортикальных систем. Животное при этом переходит на более низкий уровень бодрствования, впадает в дремотное состояние или засыпает. Поскольку конечный эффект действия этих двух систем реализуется на одних и тех же мозговых корковых системах, уровень функциональной активности определя-

ется удельным весом активности каждой из систем в данной ситуации. Связь этих изменений с ЭЭГ проявлениями настолько тесна, что в современных исследованиях показатели ЭЭГ являются одними из важнейших при оценке уровня функциональной активности в клинической нейрофизиологии и психофизиологии.

Многочисленными экспериментами на животных и исследованиями на человеке показано, что возбуждение активирующих ретикулокортикальных систем приводит к *десинхронизации* на ЭЭГ, выражающейся появлением *высокочастотной, низкоамплитудной, нерегулярной по частоте электрической активности*. Тесная связь повышения уровня функциональной активности с десинхронизацией на ЭЭГ привела к тому, что в литературе пробуждающие системы мозга часто обозначают синонимом *«десинхронизирующие»*, что является в ограниченной степени справедливым. Судя по данным теоретических и экспериментальных исследований, связь повышения уровня функциональной активности с десинхронизацией на ЭЭГ не является случайной.

Высокий уровень функциональной активности мозга, соответствующий эмоциональному напряжению, направленному вниманию, выполнению новой задачи, требующей интеллектуальной мобилизации, характеризуется повышением объема воспринимаемой и перерабатываемой мозгом информации, требований к гибкости и мобильности мозговых систем. Для всего этого необходима большая автономия нейронов в осуществлении их функций, что соответствует большей информационной содержательности процессов, в них происходящих. Это повышение свободы и автономности активности отдельных нейронов во времени и проявляется десинхронизацией в суммарной электрической активности.

Снижение уровня функциональной активности сопровождается сокращением афферентного притока и большей зависимостью организации нейронной активности мозга от эндогенных механизмов. В этих условиях отдельные нейроны, объединяясь в большие синхронизированные группы, оказываются в большей зависимости от деятельности связанных с ними больших популяций нейронов. Мозговые системы работают в этих условиях как бы на резонансных режимах, в связи с чем ограничиваются возможности включения нейронов в новую активность и возможности их реагирования на поступающие извне стимулы. Такая синхронизированная активность, отражающаяся на ЭЭГ регулярными высокоамплитудными, но медленными колебаниями, соответствует меньшей информационной содержательности процессов мозга, характерной для сна без сновидений, наркоза или глубокой комы (см. раздел «ЭЭГ и уровни функциональной активности мозга»).

Непрерывные колебания уровня функциональной активности мозга, в зависимости от внутренних потребностей организма и от изменений окружающей среды, обуславливают и сложный спектральный состав ЭЭГ, и ее существенные изменения в зависимости от конкретных условий.

Глава 2

ТЕХНИКА И МЕТОДИКА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ

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.

2.1. Аппаратура для электроэнцефалографических исследований

Разность электрических потенциалов на поверхности интактных покровов головы имеет относительно небольшую амплитуду, в норме не превышающую 100-150 мкВ. Для регистрации таких слабых потенциалов используют усилители с большим коэффициентом усиления (порядка 20 000-100 000). Учитывая, что регистрацию ЭЭГ практически всегда производят в помещениях, снабженных устройствами передачи и эксплуатации промышленного переменного тока, создающими мощные электромагнитные поля, применяют дифференциальные усилители. Они обладают усилительными свойствами только в отношении разностного

напряжения на двух входах и нейтрализуют синфазное напряжение, в одинаковой мере действующее на оба входа. Учитывая, что голова представляет собой объемный проводник, ее поверхность практически эквипотенциальна в отношении источника помех, действующих извне. Таким образом, помеха прикладывается ко входам усилителя в виде синфазного напряжения. Количественной характеристикой этой особенности дифференциального усилителя является коэффициент подавления синфазных помех (коэффициент режекции), который определяется как отношение величины синфазного сигнала на входе к его величине на выходе. В современных электроэнцефалографах коэффициент режекции достигает 100 000. Использование таких усилителей позволяет проводить регистрацию ЭЭГ в большинстве больничных помещений при условии, что поблизости не работают какие-либо мощные электротехнические устройства типа распределительных трансформаторов, рентгеновской аппаратуры, физиотерапевтических устройств. В тех случаях, когда невозможно избежать соседства мощных источников помех, используют экранированные камеры. Наилучшим способом экранирования является обшивка стен камеры, в которой располагается обследуемый, листами металла, сваренными между собой, с последующим автономным заземлением с помощью провода, припаянного к экрану и вторым концом соединенного с металлической массой, зарытой в землю до уровня контакта с грунтовыми водами.

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

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

Бумажнопишущие электроэнцефалографы обладают преимуществом простоты эксплуатации и несколько дешевле при приобретении. Безбумажные обладают преимуществом цифровой регистрации со всеми вытекающими отсюда удобствами записи, архивирования, вторичной компьютерной обработки и др., о чем будет более подробно сообщено в дальнейших разделах.

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

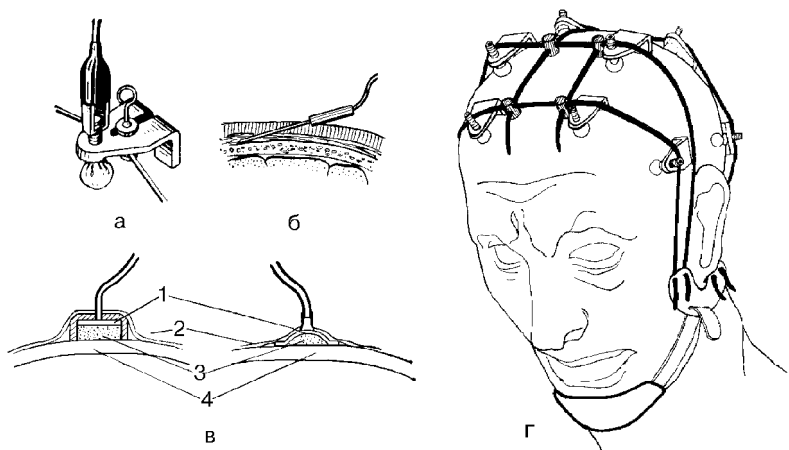


Рис. 4. Типы электродов и способы их крепления на голове.

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.

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. 4).

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.

Важнейшим требованием к материалу, из которого изготавливают электроды, является отсутствие поляризации в процессе регистрации. Явление поляризации связано с тем, что вследствие электрохимических процессов в электролитной среде в области контакта электрода с кожей накапливается избыток ионов, что приводит к включению в запись колебаний постоянного потенциала, резко искажающих регистрацию. Наилучшими материалами для изготовления электродов являются химически чистое серебро и уголь, использующийся в электротехнических устройствах. Как правило, серебряные электроды дают неискаженную регистрацию ЭЭГ. В случаях возникновения явлений поляризации серебряные электроды после предварительной очистки от окислов подвергают хлорированию. Для этого серебряный электрод подсоединяют к положительному полюсу батареи напряжением 1,5 В и погружают в 1% раствор хлорида натрия. К отрицательному полюсу батареи подсоединяют серебряную пластину, опущенную в тот же раствор. Вследствие прохождения тока через электролит на электроде, являющемся анодом, будет откладываться слой хлорида серебра (AgCl). Признаком достаточного покрытия служит равномерное потемнение поверхности электрода, происходящее от действия света на хлорид серебра. Для того чтобы покрытие из хлорида серебра не нарушалось, электродная паста или раствор, которым смачивают электроды, не должны содержать более 5% хлорида натрия.

Основным критерием выбора электродов при приобретении их дополнительно к имеющимся в комплекте с электроэнцефалографом является их конструктивное удобство при использовании, соответствие требованиям гигиены и безопасности и наличие сертификатов.

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.

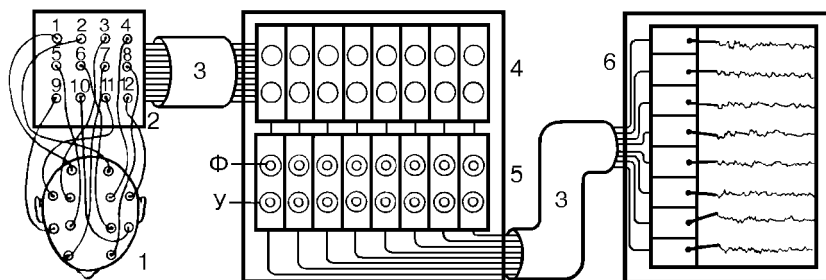


Рис. 5. Блок-схема электроэнцефалографа.

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 (Φ) и грубой или плавной регулировки усиления (Υ); 6 — блок регистрации.

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. 5). **Блок предварительного усиления** состоит из набора идентичных предварительных усилителей соответственно числу каналов регистрации. Каждый из каналов усиления имеет ручки управления, выведенные на переднюю панель блока предварительного усиления.

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. Таким образом, установив, например, на каком-либо канале переключатель, соответствующий отрицательной клемме, в положение 1, а переключатель, соответствующий положительной клемме, в положение 2, получают возможность регистрировать по этому каналу разность потенциалов между электродами, подключенными к гнездам 1 и 2 входной коробки электроэнцефалографа. При этом отрицательный сдвиг потенциала под электродом 1 будет сопровождаться отклонением кривой регистрации вверх. Кроме коммутации по отдельным каналам, большинство современных электроэнцефалографов позволяет с помощью специальных переключателей по заранее смонтированной схеме коммутировать в определенных комбинациях электроды сразу по всем каналам отведения. Обычно предусматривается 4-5 таких схем. Данная система коммутации обладает тем преимуществом, что избавляет от необходимости коммутировать отведения по отдельности на каждом из каналов

усиления. 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 попеременно положительной и отрицательной полярности, амплитуда которого может быть различной в зависимости от выбранного масштаба усиления. Для записи ЭЭГ используют стандартный калибровочный сигнал, соответствующий 50 мкВ.

Для проверки качества установки электродов имеется также *омметр*, позволяющий определить сопротивление в области контакта электрода с исследуемым объектом. Для получения правильной записи это сопротивление не должно превышать 20 КОм.

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.

В зависимости от особенностей конструкции **блок регистрации** электроэнцефалографа может содержать еще один каскад усиления или регуляторы нулевого уровня электроэнцефалографической записи. После этой ступени усиленные электрические потенциалы подаются на катушки магнитоэлектрических чернильно-пишущих гальванометров. Переменное магнитное поле, возникающее в катушке в результате прохождения тока ЭЭГ, заставляет ее вращаться в поле постоянного магнита в направлении, зависящем от направления тока в катушке, и со скоростью и амплитудой, соответствующими изменениям тока. Запись этих механических движений производится металлическим капиллярным пером, связанным с катушкой гальванометра, на движущейся бумажной ленте чернилами, которые подаются в капилляр по гибкой трубочке из чернильницы.

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.

Использование металлических перьев для регистрации ЭЭГ вносит дополнительные изменения в запись. Металлические перья обладают существенной инерционностью и собственной резонансной частотой, что обуславливает различную точность воспроизведения колебаний в разных диапазонах частот. Практически колебания потенциала частотой выше 80-100 Гц металлическими перьями воспроизведены быть не могут, что и определяет истинную верхнюю полосу регистрируемой активности. Кроме того, частоты выше 30-40 Гц также оказываются несколько заниженными по амплитуде, что ограничивает возможности изучения с помощью чернильной записи ритмов ЭЭГ в диапазоне β - и γ -частот. Из сказанного следует, что ограничение с помощью регуляторов частоты верхней полосы пропуска-

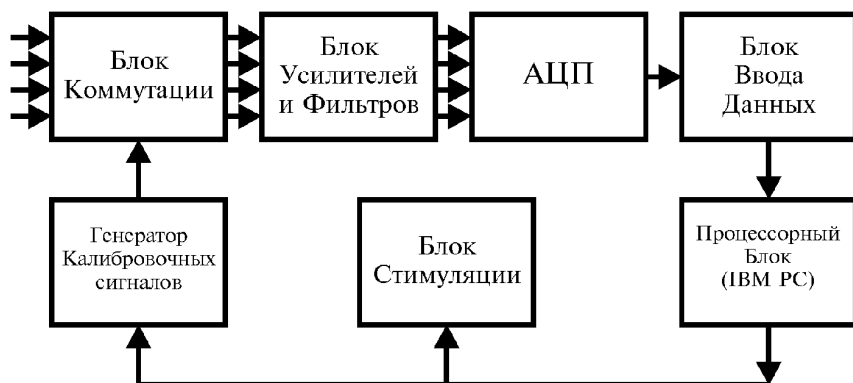


Рис. 6. Структурная схема цифрового электроэнцефалографа.

ния до 70–100 Гц не внесет существенных изменений в регистрируемую активность. Компьютеризированные устройства в принципе обеспечивают воспроизведение любых частот, и конкретная полоса пропускания определяется только специализацией и мерой универсальности электроэнцефалографической установки.

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

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

При достаточном быстродействии компьютера и канала ввода данных фильтрация сигналов может производиться программно, что упрощает построение аналоговых фильтров, обеспечивает стабильность характеристик тракта обработки сигналов, дает возможность оперативной регулировки частотной характеристики.

2.2. Отведение и запись ЭЭГ

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, соответствующий 50 мкВ. 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. 7). Понятно, что такие же изменения будут претерпевать и собственно электроэнцефалографические колебания. Используя повторную подачу калибровочного сигнала, производят подгонку уровня усиления по всем каналам.

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.

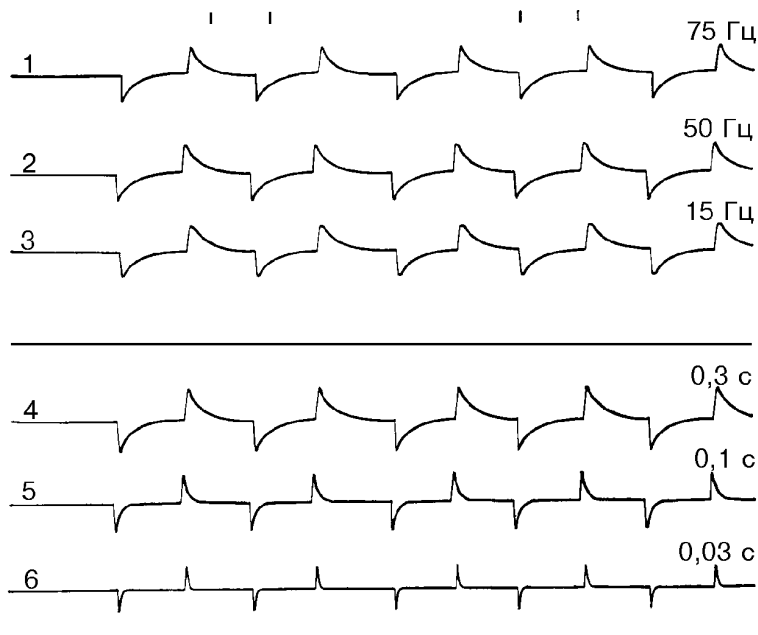


Рис. 7. Регистрация калибровочного прямоугольного сигнала при разных значениях фильтров низких и высоких частот.

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 соответствии с международным стандартом для записи ЭЭГ принят уровень усиления, при котором отклонение пера на 7 мм от изоэлектрической линии соответствует 50 мкВ. После записи калибровочного сигнала, который в дальнейшем служит эталоном для оценки амплитуды ЭЭГ, лентопротяжный механизм останавливают и на том же листе записывают основные данные, касающиеся исследования: фамилию и инициалы обследуемого, его возраст, ориентировочный диагноз, дату исследования, цену калибровочного сигнала (в микровольтах на 1 мм отклонения пера), значения фильтров и постоянной времени, скорость движения бумаги. В случае необходимости указывают особенности состояния обследуемого: сон, уровень сознания, наличие интоксикации или действия фармакологических веществ. В компьютеризированных электроэнцефалографах все данные о пациенте, а также о режимах регистрации, функциональных пробах или каких-либо событиях и воздействиях на пациента во время исследования распечатываются автоматически в соответствующих временных интервалах записи, будучи заранее предпрограммированы в протоколе или введены в ходе исследования.

После этого 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 конвекситальной 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*. Нечетные цифровые индексы соответствуют электродам над левым, а четные — над правым полушарием мозга (рис. 8).

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 парасагиттальным линиям и по одному височному электроду на линии аурикулярной вертикали. Референтные электроды располагают

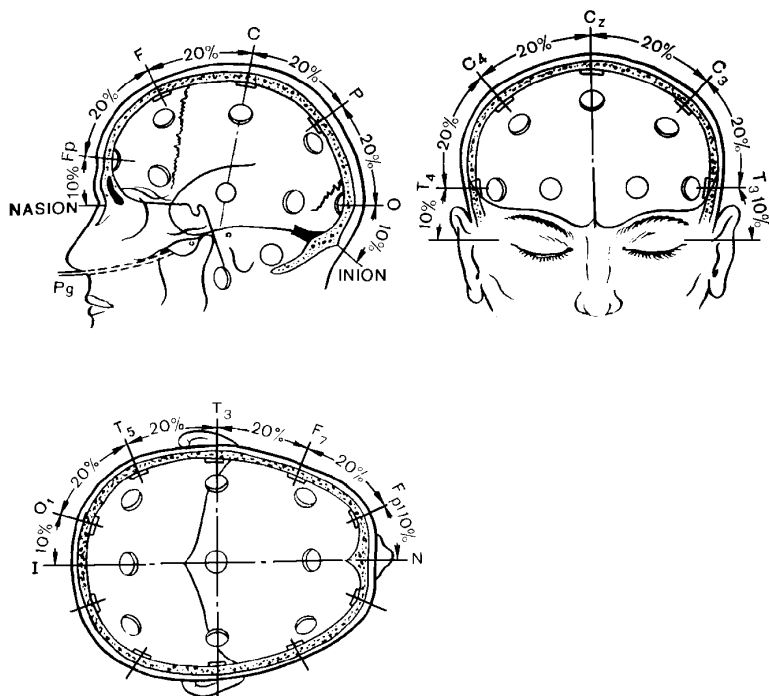


Рис. 8. Международная схема расположения электродов «10-20».

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 выше inion 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 конвексальной 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. При исследова-

Зенков Леонид Ростиславович
КЛИНИЧЕСКАЯ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ
(с элементами эпилептологии)

ISBN 978-5-98322-836-8



Лицензия ИД №04317 от 20.04.01.
Подписано в печать 28.02.12. Формат 60×90/16
Печать офсетная. Усл. печ. л. 22,25. Тираж 1000 экз.
Заказ №М-249

Издательство «МЕДпресс-информ».
119992, Москва, Комсомольский пр-т, д. 42, стр. 3
e-mail: office@med-press.ru
www.med-press.ru

Отпечатано в полном соответствии с качеством
предоставленного оригинал-макета
в типографии филиала ОАО «ТАТМЕДИА» «ПИК «Идел-Пресс»
420066, г. Казань, ул. Декабристов, 2
e-mail: idelpress@mail.ru