



Захаров С.М.
Скоморохов А.А.

Практическое
применение
компьютерной
электроэнцефалографии

Научно - производственно - конструкторская фирма

МЕДИКОМ-МТД

Россия

Таганрог

www.medicom-mtd.com



Практическое применение компьютерной электроэнцефалографии

Захаров С.М. Скоморохов А.А.

Оглавление

1. Возможности программно-методического обеспечения.....	4
2. Основные методы количественного анализа в электроэнцефалографах «Энцефалан»....	5
2.1. Референтные реконструкции	5
2.2. Фильтрация.....	9
2.3. Распознавание и удаление артефактов на ЭЭГ	11
2.3.1. Методы распознавания и удаления артефактов.....	11
2.3.2. Автоматический поиск и подавление артефактов ЭКГ, ЭОГ и ЭМГ	11
2.4. Измерение амплитуд сигналов	12
2.5. Спектральный анализ	16
2.6. Корреляционные методы анализа	21
2.7. Когерентный анализ ЭЭГ	24
2.8. Картирование электрической активности мозга	27
2.8.1. Амплитудное картирование.....	27
2.8.2. Амплитудное картирование по заданному количеству временных срезов.....	29
2.8.3. Картирование спектральных характеристик ЭЭГ	29
2.8.4. Топоскоп	31
2.9. Автоматический поиск проявлений эпилептиформной активности и нестационарных фрагментов ЭЭГ	35
3. Совокупные исследования ЭЭГ и РЭГ	36
4. Анализ сверхмедленной активности	43
5. Трехмерная локализация источников электрической активности мозга.....	45
6. Исследование ВП	49
7. Система длительного ЭЭГ-видеомониторинга	51
8. Амбулаторное мониторирование ЭЭГ (по типу холтеровского)	56
9. Нейромониторинг в реанимации и палатах интенсивной терапии	58
10. Полисомнографические исследования	59
11. Формирование описания исследования и выходных документов.....	63

В настоящем приложении иллюстрируются основные возможности компьютерной электроэнцефалографии на примере, серийно выпускаемых российским предприятием «Медиком МТД¹» (г. Таганрог), стационарных электроэнцефалографов семейства «Энцефалан», а также портативных, позволяющих записывать информацию во внутреннюю память прибора и передавать данные по телеметрическому каналу в компьютер.

Стационарный *электроэнцефалограф-анализатор ЭЭГА-21/26 «Энцефалан-131-03»* выпускается в 13 модификациях и обеспечивает регистрацию, обработку и анализ электроэнцефалографических сигналов (ЭЭГ) от 8 до 24 отведений по системе «10-20%» с возможностью визуализации до 32 цифровых ЭЭГ-отведений; реоэнцефалографических сигналов по 6 каналам для анализа мозгового кровообращения, в том числе и синхронно с ЭЭГ; сверхмедленной активности головного мозга (СМА) синхронно с ЭЭГ сигналами; длиннолатентных вызванных потенциалов (ВП), в том числе MMN и когнитивных CNV, P300, в процессе ЭЭГ-исследований по такому же количеству отведений на фото-, фоностимуляцию, электростимуляцию, шахматный паттерн и видеостимуляцию, а также регистрацию различных физиологических сигналов по 2, 4 или 6 полиграфическим каналам из набора: электрокардиограмма (ЭКГ), электроокулограмма (ЭОГ), электромиограмма (ЭМГ), пневмограмма (ПГ), кожно-гальваническая реакция по Фере или по Тарханову (КГР), фотоплетизмограмма (ФПГ), температура (Т) и другие.



Рис. 1. Стационарный электроэнцефалограф-анализатор «Энцефалан-131-03».

¹ Научно-производственно-конструкторская фирма «Медиком МТД», 347900 Россия, Ростовская область, г. Таганрог, ул. Петровская 99 www.medicom-mtd.com Факс (8634) 615405 Тел. (8634) 626242, 626243, 626244, 626245, 383467 e-mail: office@medicom-mtd.com

Электроэнцефалограф имеет ультранизкий уровень шума – 0,9 мкВ (пик-пик), высокий уровень подавления синфазной помехи (IMRR) – более 125 дБ, 22-разрядный аналого-цифровой преобразователь. Цифровая обработка сигналов производится с помощью процессора ADSP-2181RS-133, обмен данными с ПК происходит через интерфейс USB. Вес – менее 1,5 кг. Прибор обеспечен сертификатом соответствия, сертификатом утверждения типа, регистрационным удостоверением МЗ РФ. Электроэнцефалограф-анализатор «Энцефалан-131-03» ориентирован на широкое использование в клинической практике для рутинной электроэнцефалографии и углубленного анализа электрической активности мозга с использованием различных методов математической обработки сигналов, при сохранении всех возможностей, присущих традиционным перьевым электроэнцефалографам, по визуальному анализу как при непосредственной регистрации ЭЭГ, так и при ее последующей обработке. Электроэнцефалограф также может использоваться для полностью синхронизированного ЭЭГ-видеомониторинга при диагностике эпилепсии, а также для сомнологии и научных исследований. Блок пациента стационарного электроэнцефалографа, фото- и фоностимуляторы закреплены на удобной стойке-каталке, которая располагается рядом с пациентом (рис. 1). Экранированная камера для эксплуатации прибора не требуется. Возможно включение в компьютерную сеть медицинского учреждения или организация многопользовательской системы из нескольких электроэнцефалографов для проведения большого объема обследований и обмена данными.

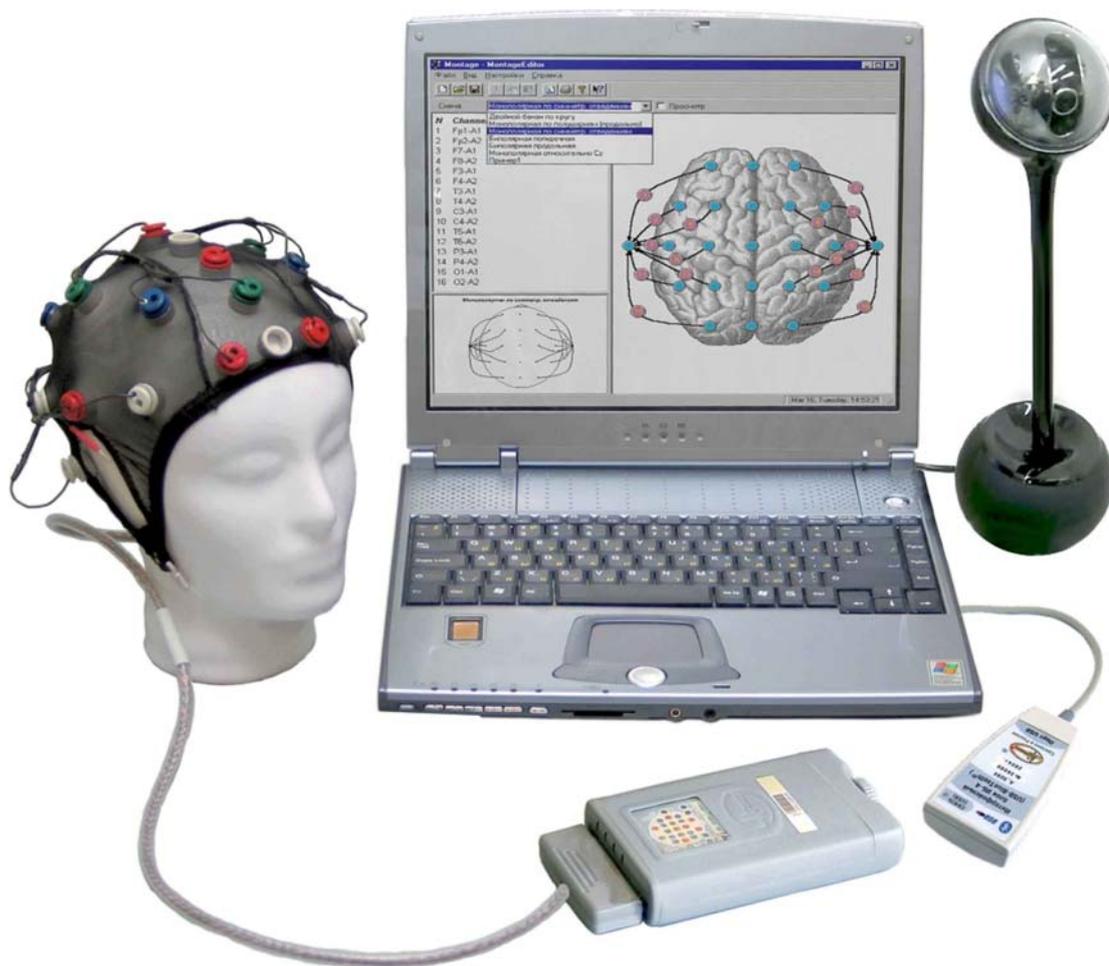


Рис. 2. Мобильный электроэнцефалограф-регистратор «Энцефалан-ЭЭГР-19/26»

Мобильный *электроэнцефалограф-регистратор компьютеризированный портативный носимый суточной регистрации ЭЭГ в телеметрическом и автономном режиме «Энцефалан-ЭЭГР-19/26»* обеспечивает регистрацию, обработку и анализ сигналов от 19 отведений ЭЭГ по системе «10-20%»; сверхмедленной активности головного мозга (СМА) синхронно с ЭЭГ сигналами, а также различных физиологических сигналов по 6 полиграфическим каналам из набора: ЭКГ, ЭОГ, ЭМГ, ПГ и положение тела пациента.

В электроэнцефалографе-регистраторе уровень шума – менее 1,5 мкВ (пик-пик), уровень подавления синфазной помехи (IMRR) – более 140 дБ, 22-разрядный аналого-цифровой преобразователь. Цифровая обработка сигналов производится с помощью процессора ADSP-2189. Радиотелеметрическая технология «BlueTooth» (2,4 ГГц) обеспечивает передачу в ПК всех регистрируемых в автономном блоке пациента (АБП) данных в реальном времени на дистанции не менее 6 метров. Внутренний съемный накопитель информации «CompactFlash» (CF) емкостью 2 Гб обеспечивает более 48 часов непрерывной записи всех регистрируемых сигналов с последующим считыванием информации в ПК. Питание носимого АБП осуществляется от 4-х пальчиковых NiMn аккумуляторов типоразмера AA. Вес – менее 400 грамм. Прибор обеспечен сертификатом соответствия, сертификатом утверждения типа, регистрационным удостоверением МЗ РФ.

В комплект мобильного электроэнцефалографа-регистратора входит портативный беспроводной блок фото-, фоно- и электростимуляции. Электроэнцефалограф-регистратор «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» ориентирован на оперативные мобильные ЭЭГ-исследования в телеметрическом режиме (BlueTooth), автономное мониторирование ЭЭГ (носимый амбулаторный ЭЭГ-рекордер), оперативный контроль состояния ЦНС при нейромониторинге в реанимации и палатах интенсивной терапии, а также на длительный мобильный ЭЭГ-видеомониторинг для дифференциальной диагностики эпилепсии и нарушений сна.

Электроэнцефалографы «Энцефалан» могут применяться в кабинетах функциональной диагностики, неврологических, психиатрических и эпилептологических отделениях, отделениях нейрореанимации и нейрохирургии, в диагностических и реабилитационных центрах, а также для научных исследований в области нейрофизиологии, психофизиологии и экспериментальной медицины, в учебных целях и частной медицинской практике.

1. ВОЗМОЖНОСТИ ПРОГРАММНО-МЕТОДИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ

Стационарные электроэнцефалографы «Энцефалан-131-03» имеют различные версии поставки программно-методического обеспечения (ПМО) «ЭЭГ-исследования»: «базовую», «оптимальную», «профессиональную» и «элитную», каждая из которых ориентирована на соответствующий уровень применения. В комплект поставки входит ПО «Картотека» (база данных). В состав некоторых (08, 10) модификаций прибора входит возможность реоэнцефалографических исследований.

Предусмотрены различные виды представления информации для визуального анализа, картирования спектральных характеристик в реальном и постреальном времени на трехмерной модели головы, когерентный анализ, формирование схем межцентральных связей для оценки межполушарных и внутрислошарных взаимодействий, формирование групп для групповой статистики по Z-критерию и T-критерию Стьюдента, экспорт данных ЭЭГ и результатов ее обработки в форматы данных ASCII, UDF, EDF и другие количественные методы анализа ЭЭГ.

Мобильные электроэнцефалографы-регистраторы «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» поставляются с элитной версией ПМО, модифицированной для длительного телеметрического и автономного использования.

Дополнительно к основному ПМО как стационарного, так и мобильного электроэнцефалографов могут быть предоставлены возможности:

- Исследования длиннолатентных зрительных, слуховых, соматосенсорных и когнитивных (CNV, P300) вызванных потенциалов с топографическим картированием;
- Совокупного анализа электрической активности мозга и церебральной гемодинамики;
- Трехмерной локализации источников электрической активности мозга «Энцефалан-3D» или «BrainLoc»;
- Полностью синхронизированного видеомониторинга «Энцефалан-Видео»;
- Анализа функциональной асимметрии мозга;
- Полисомнографических исследований «Энцефалан-ПСГ»;
- Анализа сверхмедленной активности мозга;
- Нейромониторинга в реанимации и палатах интенсивной терапии;
- Анализа сердечного ритма для оценки состояния вегетативной нервной системы;
- Объективного психологического анализа и тестирования;
- Функционального биоуправления с БОС.

2. ОСНОВНЫЕ МЕТОДЫ КОЛИЧЕСТВЕННОГО АНАЛИЗА В ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФАХ «ЭНЦЕФАЛАН»

2.1. Референтные реконструкции

Эффективным средством для визуального анализа в компьютерных электроэнцефалографах является возможность просмотра одного и того же фрагмента записи ЭЭГ в разных схемах отведений в реконструированном виде. Программно-методическое обеспечение (ПМО) «Энцефалан» позволяет реконструировать регистрируемую или ранее записанную ЭЭГ для просмотра и анализа в соответствии с любой схемой отведений, имеющейся в библиотеке монтажных схем. Кроме этого, пользователь сам может создавать новые схемы отведений с помощью редактора монтажных схем. Рассмотрим применение метода референтной реконструкции для анализа ЭЭГ на примерах использования некоторых стандартных схем отведений — «CAR», «SD», «Monopolar Common».

«CAR» (Common Average Reference, иногда ее также называют reference free derivation — референтный электрод с усредненным потенциалом) — средневзвешенная схема отведений, в которой в качестве референтного значения (A) вычисляется средневзвешенное значение потенциалов всех регистрируемых активных отведений (с учетом аппаратного разделения референтов).

На рис. 3 представлен фрагмент ЭЭГ с высокоамплитудными колебаниями медленных волн в правом полушарии. При переключении в схему отведений CAR «вспышка» высокоамплитудной медленной активности полностью подавилась (рис. 4). Это означает, что предполагаемая «вспышка» не является физиологическим проявлением церебральной активности, а обусловлена артефактом от референтного электрода, использовавшегося в исходном монополярном отведении. Поскольку этот электрод не использован при вычислении CAR, ложная «вспышка», естественно, исчезает. Однако реальная вспышка электрической активности мозга (рис. 5) только незначительно снижается по амплитуде, но не исчезает при переключении в режим CAR (рис. 6).

При использовании схемы «CAR» необходимо учитывать некоторое перераспределение альфа-активности в сторону лобных долей. При реконструкции ЭЭГ в соответствии со схемой отведений «CAR» наблюдается повышение амплитуды альфа-волн в лобных долях и соответствующее её уменьшение в теменно-затылочных и центральных отведениях (рис. 7). Причем в лобных отведениях альфа-волны практически противофазны альфа-волнам теменно-затылочных отведений. Объясняется это тем, что в случае нормальных зональных различий усредненное значение будет приблизительно соответствовать центральным отведениям. Поэтому при переключении в схему «CAR» амплитуда альфа-волн в теменно-затылочных отведениях уменьшается на величину амплитуды в центральных отведениях, а в лобных отведениях появляется, но в противофазе в связи с вычитанием.

«SD» (Source Derivation — отведение от источника) — схема отведений, в которой сигнал от каждого электрода соотносится со средним сигналом его собственных ближайших соседей. Представление ЭЭГ в соответствии со схемой «Source Derivation» основано на лапласовом преобразовании и оценивает плотность локальных радиальных токов. Его также можно интерпретировать как пространственный фильтр высоких частот, который выделяет действие мелких кортикальных генераторов. Для использования этого преобразователя в традиционной системе отведений «10–20%» используется таблица коэффициентов, опубликованная Hjorth B.O. Референтная реконструкция в схему «SD» позволяет выявлять локальность определенных типов активности в спонтанной ЭЭГ. На рис. 8 представлен фрагмент ЭЭГ со вспышкой пароксизмальной активности, реконструкция его в схему «SD» (рис. 9) позволяет локализовать источник пароксизмальной активности.

Схема «Monopolar Common» с усредненным референтом (A_{cp}) обычно используется для выявления и компенсации артефактов от смещения референтного электрода и для определения истинной латерализации источника высокоамплитудных потенциалов, расположенного вблизи референтного электрода и проявляющегося в ложной латерализации и генерации ЭЭГ-паттернов. Например, если при реконструкции в схему «Monopolar Common» произошло нивелирование очага медленно-волновой активности в полушарии и перераспределение медленных волн по всем отведениям, то можно говорить о наличии высокоамплитудного источника патологической активности.

Итак, референтная реконструкция сокращает время, необходимое для проведения ЭЭГ-исследования, в связи с тем, что запись производится только в одной схеме отведений, а последующий просмотр и анализ зарегистрированной ЭЭГ в любых других, но уже без пациента и

следующий просмотр и анализ зарегистрированной ЭЭГ в любых других, но уже без пациента и в удобное для врача время.

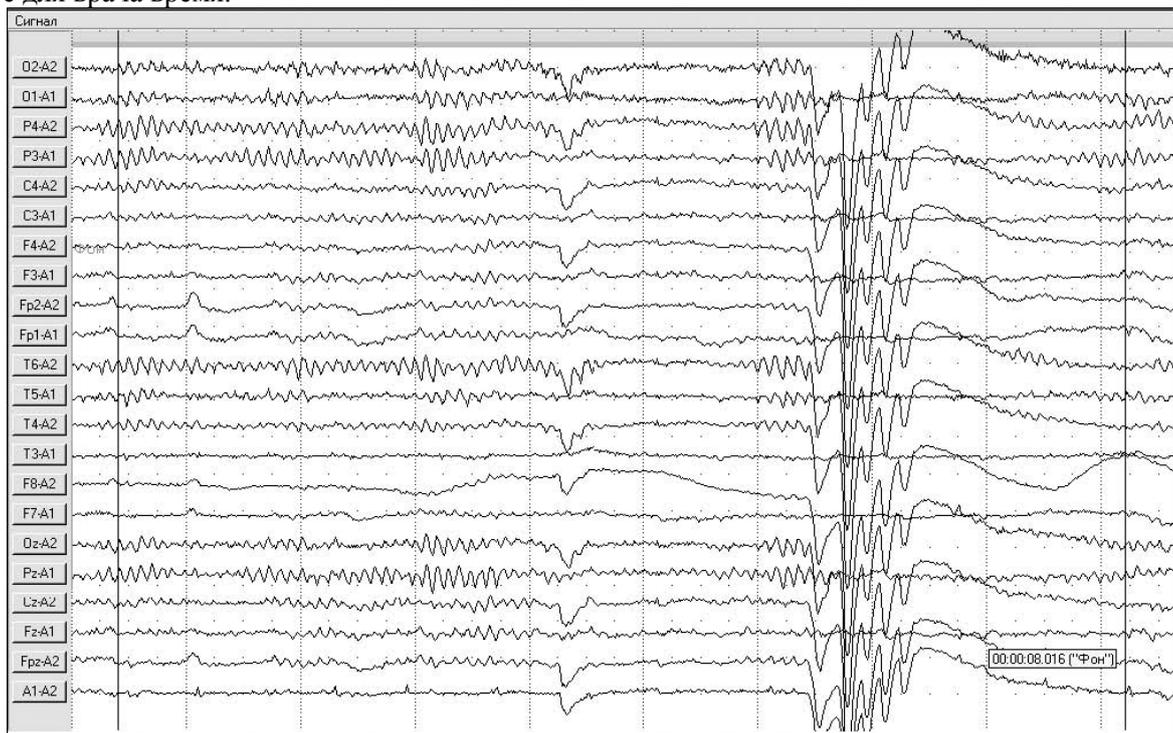


Рис. 3. Пример фрагмента ЭЭГ с высокоамплитудной вспышкой в правом полушарии, обусловленной артефактом от референтного электрода.

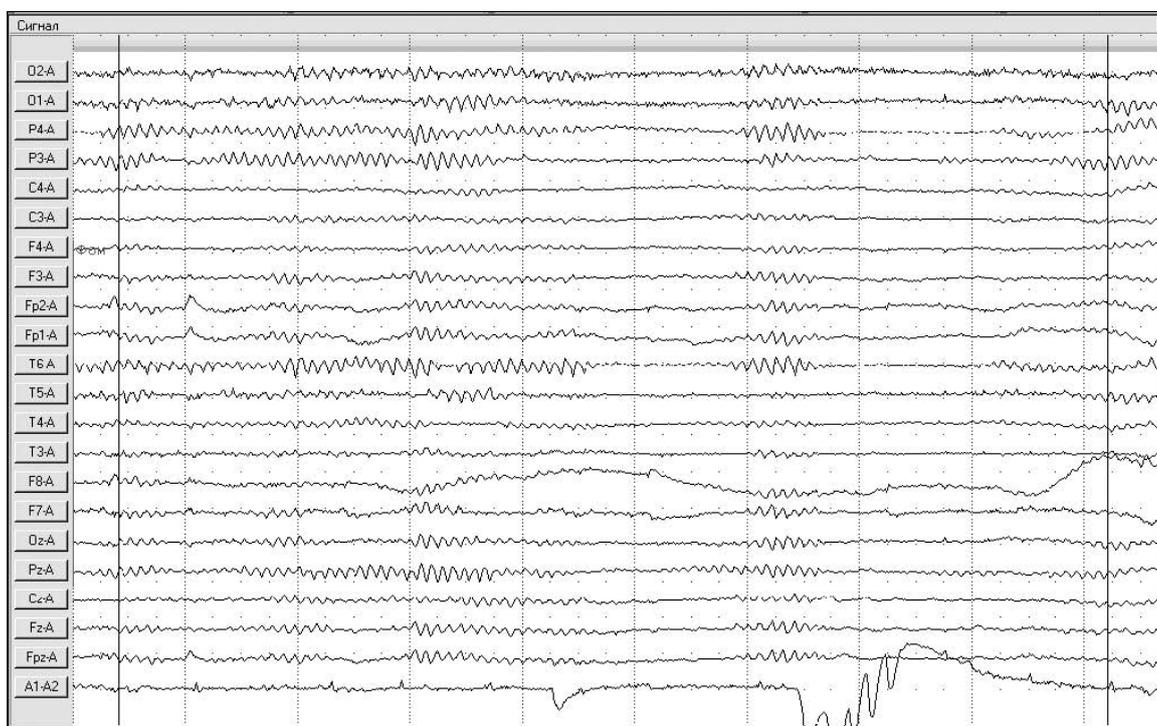


Рис. 4. При реконструкции в схему отведений «CAR» произошло подавление высокоамплитудных артефактов от референтного электрода (ср. рис. 3).

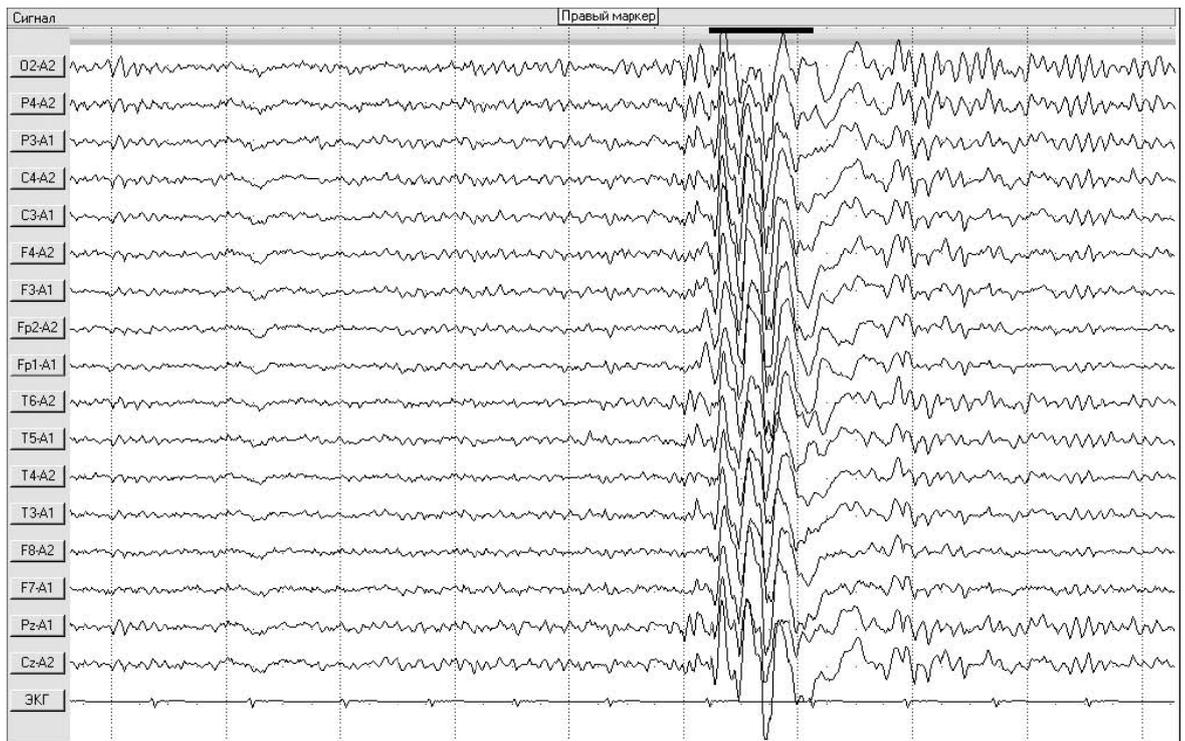


Рис. 5. Реальная вспышка волн, обусловленная физиологическими причинами.

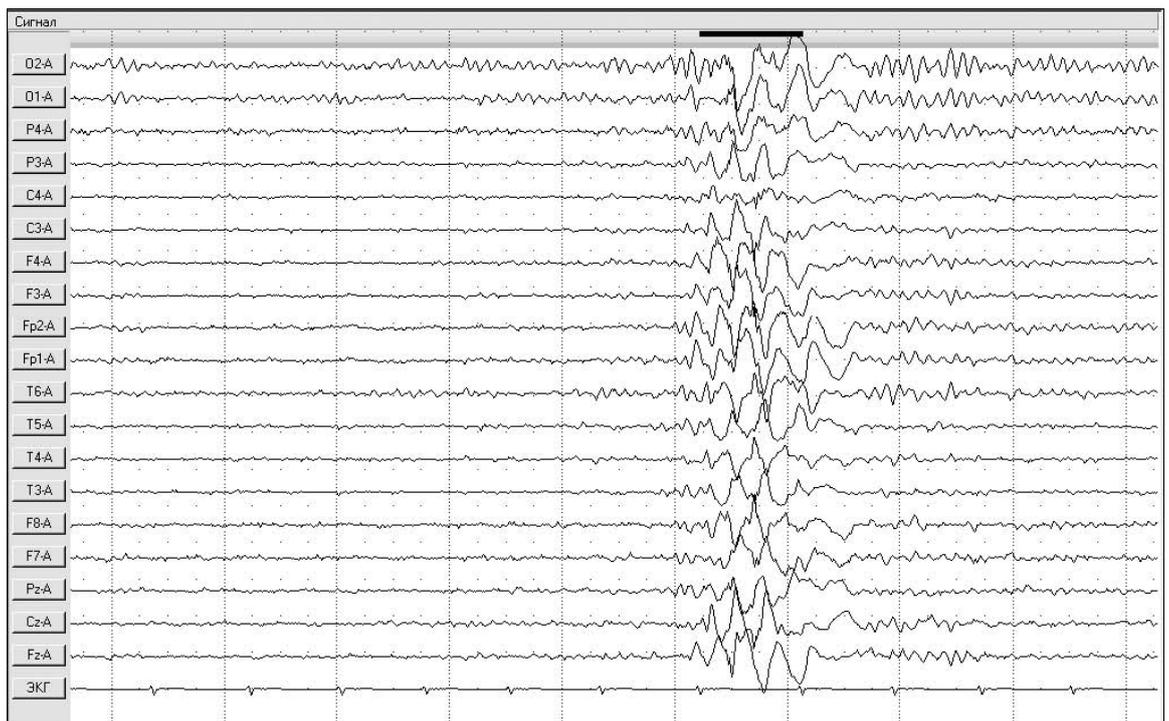


Рис. 6. При реконструкции в схему отведений «CAR» наблюдается небольшое уменьшение вспышки, обусловленное наличием фазовых различий по отведениям (ср. рис. 5).

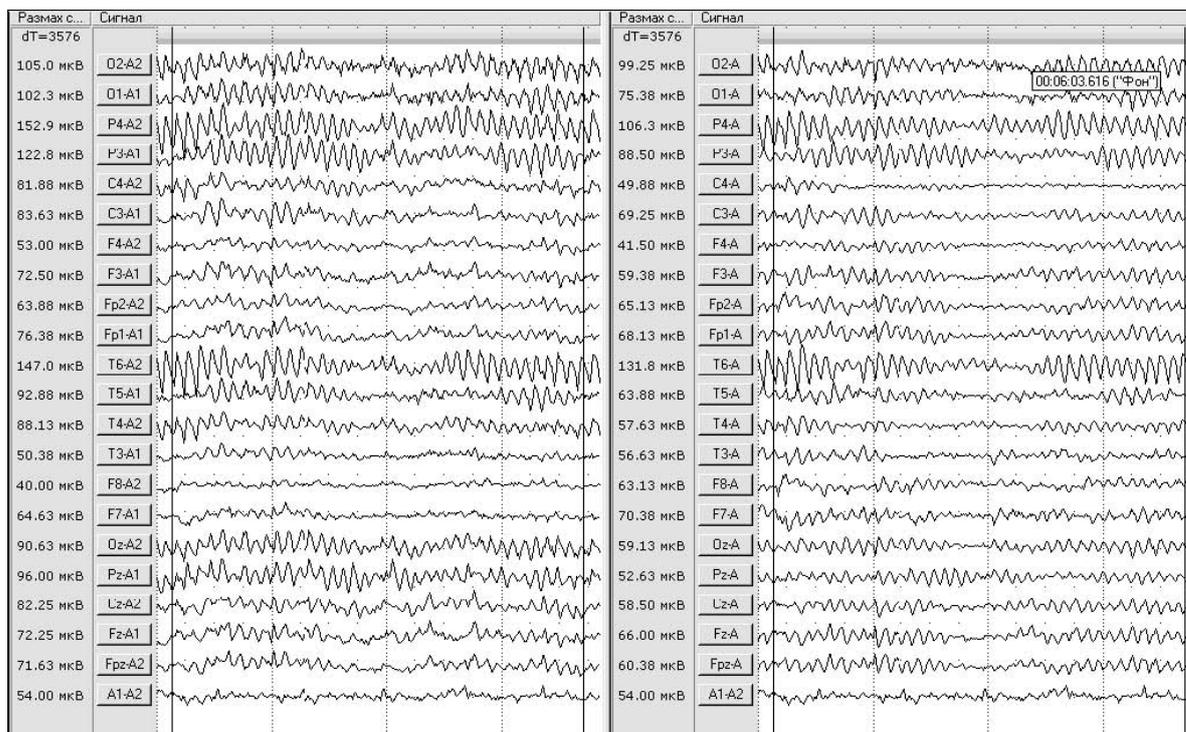


Рис. 7. В окне слева представлен фрагмент ЭЭГ с выраженными зональными различиями в монополярной схеме отведений, в окне справа — тот же фрагмент ЭЭГ, реконструированный в схему «CAR».

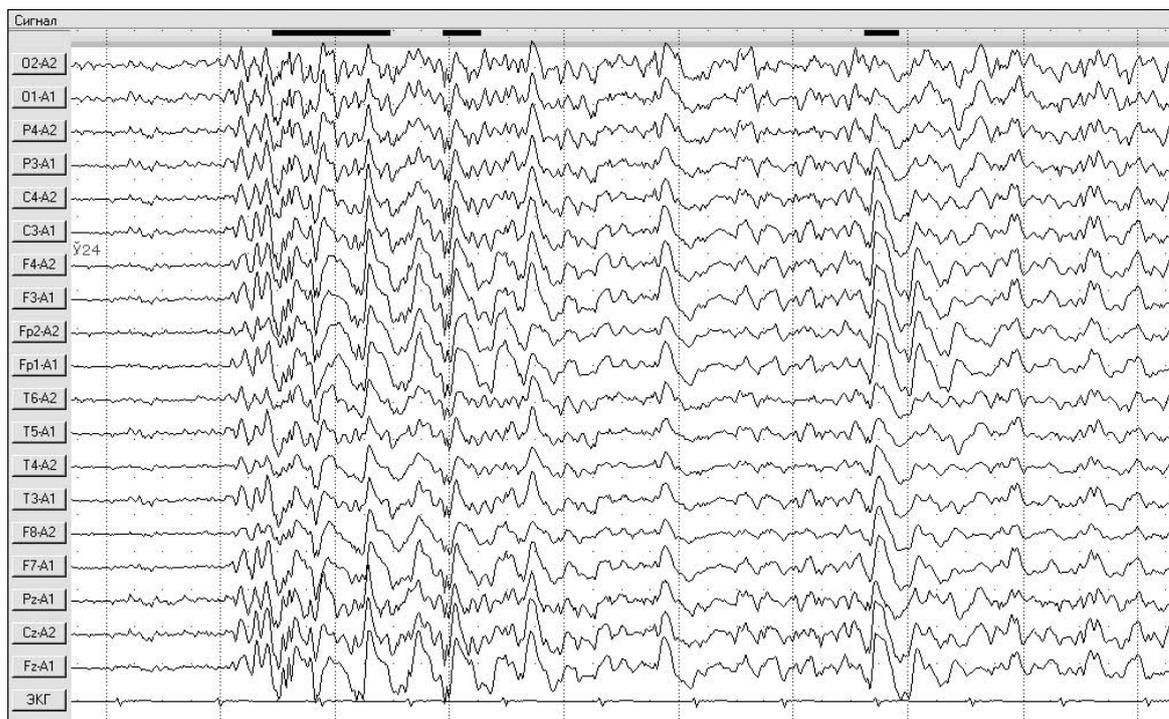


Рис. 8. Фрагмент ЭЭГ с пароксизмальной активностью.

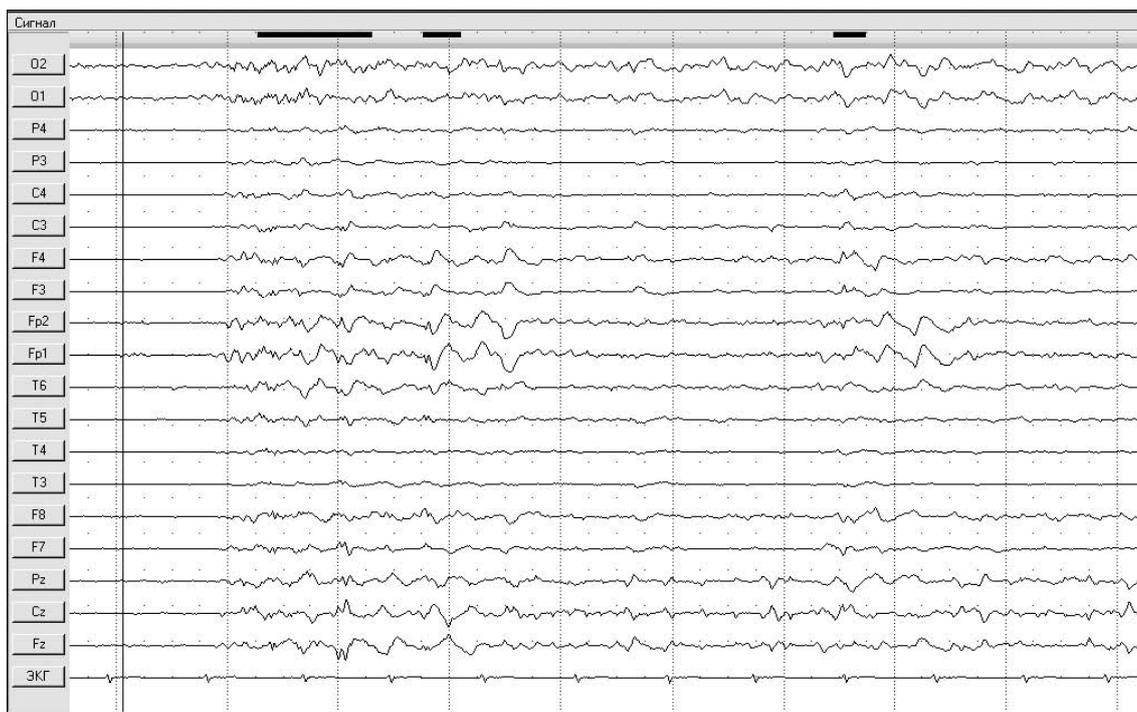


Рис. 9. Референтная реконструкция фрагмента ЭЭГ, представленного на рис. 8, в соответствии со схемой «SD» выявляет локальность пароксизмальной активности.

2.2. Фильтрация

В режиме просмотра и обработки ЭЭГ предусмотрена возможность виртуальной фильтрации выделенных фрагментов ЭЭГ (при необходимости фильтрацию можно отменить и вернуться к исходной ЭЭГ). Из исходной ЭЭГ может быть выделен сигнал в любом из общепринятых частотных диапазонов (дельта, тета, альфа, бета) или в другом, произвольно заданном, частотном диапазоне. Если провести фильтрацию реальной полиритмичной ЭЭГ, изображенной на рис. 10, то, соответственно, можно выделить отдельные частотные составляющие сигналов (рис. 11). Фильтрация позволяет уменьшить влияние на сигнал некоторых видов артефактов. Например, артефакт ЭМГ можно отфильтровать, подавив высокие частоты за счет ограничения полосы пропускания частот: нижней — 1 Гц, а верхней — 18 Гц. Фильтрация может оказаться полезной в случаях, когда на записи присутствуют электроокулографические артефакты или артефакты, связанные с кожногальванической реакцией (КГР).

Как и любой другой метод количественного анализа, фильтрация имеет свои достоинства и свои недостатки. Отфильтрованные данные могут несколько смещаться по времени, что связано с частотнозависимыми фазовыми искажениями. Поскольку невозможно реализовать прямоугольную характеристику полосового фильтра, существует влияние соседних частотных диапазонов, проявляющееся в том, что частотные составляющие исходной ЭЭГ, примыкающие извне к границам установленного полосового фильтра, при фильтрации будут в определенной степени проявляться в отфильтрованной кривой. Кроме того, на месте одиночных волн или коротких групп волн высокой амплитуды и низкой частоты при фильтрации могут появляться меньшие по амплитуде, более высокочастотные волны. Спайк-волна при ее спектральном разложении имеет достаточно широкий спектр, а не гармонику, относящуюся к диапазону бета-активности. Если через фильтры, имеющие частотные полосы в диапазонах стандартных ритмов ЭЭГ, пропускать электроэнцефалограмму, в которой идут разряды спайк-волны, то мы не получим отдельно медленную волну и отдельно спайк. Спектр такой кривой носит весьма изрезанный характер. При фильтрации будут появляться волны, отражающие математические соотношения спектральных составляющих, и мало напоминающие форму исходного паттерна.

Врачу необходимо помнить, что нет полного соответствия при визуальной оценке отфильтрованных данных и исходной ЭЭГ. Степень несоответствия зависит от многих причин и может быть как существенной, так и почти незаметной. Чем регулярнее по частоте и амплитуде ритмы в исходной энцефалограмме, тем меньше степень этого несоответствия. В случае полиморфной полиритмичной ЭЭГ, которая имеет размытый график спектральной плотности мощно-

сти, не имеющий четко выраженного доминирующего пика, степень этого несоответствия больше. Если в исходной ЭЭГ наблюдалась нерегулярная медленно-волновая активность, то при фильтрации могут проявиться волны, относящиеся по формальным признакам к альфа-диапазону, что противоречит визуальной оценке ЭЭГ. Не имеет смысла пользоваться процедурой фильтрации для фрагментов ЭЭГ, на которых наблюдается явно выраженная пароксизмальная активность в виде вспышек полиморфной активности или комплексов спайк-волна. Кривые ЭЭГ, получаемые в результате фильтрации, нельзя трактовать однозначно в смысле присутствия электрической активности, имеющей физиологический смысл, применимый к ритмам, оцениваемым визуально.

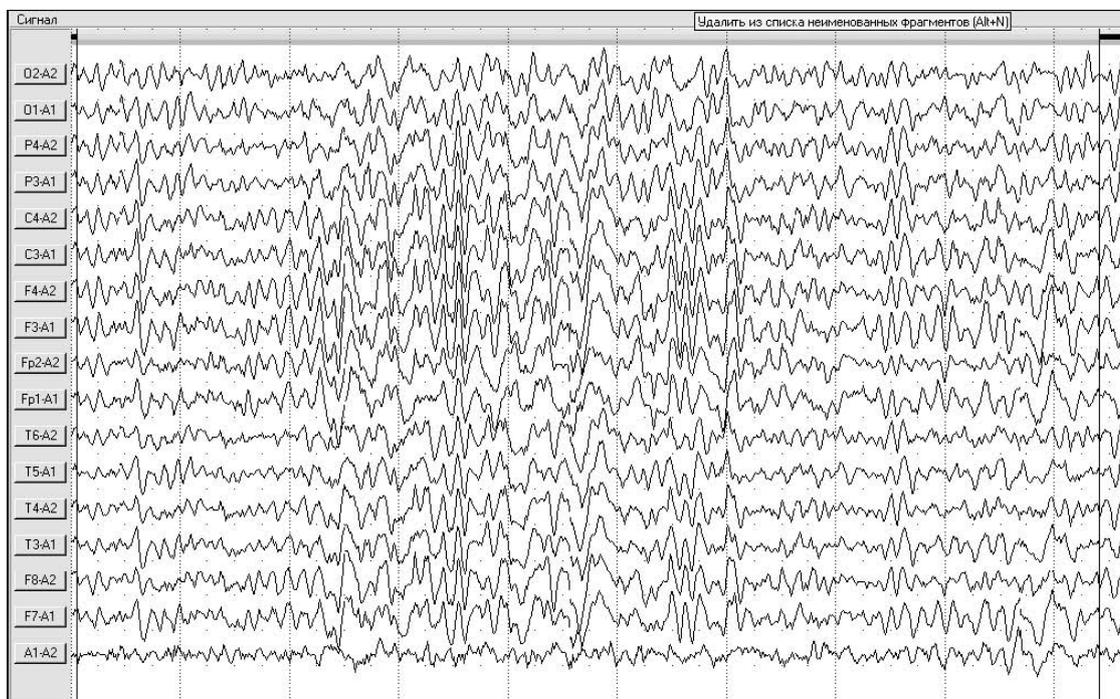


Рис. 10. Пример полиритмичной ЭЭГ.

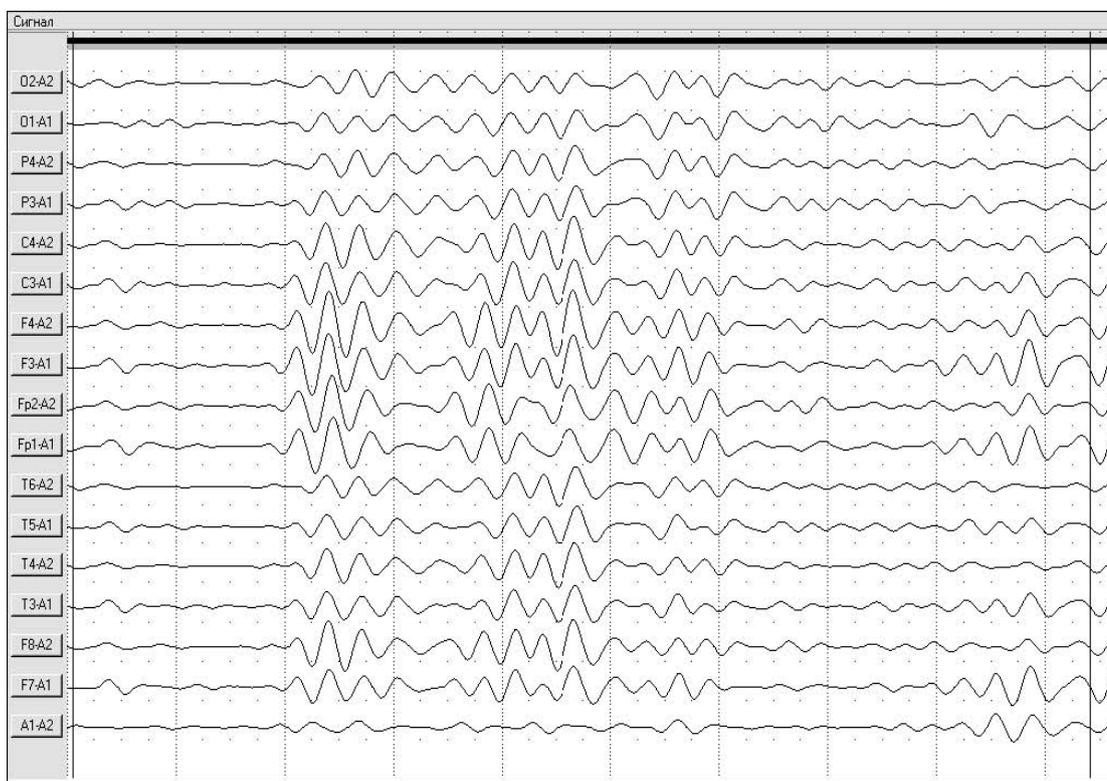


Рис. 11. Выделение частотных составляющих, попадающих в диапазон дельта-волн, из полиритмичной ЭЭГ, представленной на рис. 10.

Чаще всего фильтрация используется для ограничения полосы пропускания сигнала сверху или снизу с целью подавления нежелательных артефактов. Если кривая ЭЭГ имеет большой дрейф относительно базовой линии или на ЭЭГ проявляется мышечное напряжение в виде высокочастотной составляющей не церебрального происхождения, то такую кривую интерпретировать достаточно сложно без использования методов фильтрации. Использование более узких полосовых фильтров также может быть полезно как для визуальной оценки, так и для некоторых технологических функций. Таким образом, в ряде случаев режим фильтрации в компьютерной ЭЭГ расширяет возможности врача по сравнению с работой на перьевых энцефалографах. Фильтрация позволяет выделить частотные составляющие для просмотра и дальнейшей обработки, частично подавлять нежелательные частотные составляющие, связанные с артефактами ЭОГ, ЭМГ и сетевой наводкой.

2.3. Распознавание и удаление артефактов на ЭЭГ

2.3.1. Методы распознавания и удаления артефактов

Большинство артефактов на ЭЭГ легко определяются визуальным путем. К таким артефактам, например, относятся: сетевая наводка, дрейф изолинии в одном из каналов из-за плохо установленного электрода, медленные волны, вызываемые движением глаз и т. д. Для распознавания других видов артефактов, например от движения референтного электрода, можно применить один из методов компьютерной электроэнцефалографии — референтную реконструкцию, которая подробно рассмотрена в разделе 2.1. Основным методом, позволяющим уменьшить влияние на сигнал некоторых видов артефактов, является частотная фильтрация. Примеры использования частотной фильтрации для удаления артефактов приведены в разделе 2.2. Для контроля качества регистрации ЭЭГ, с целью исключения влияния артефактов за счет подэлектродных явлений, используется, например, непрерывное измерение и анализ подэлектродных сопротивлений и потенциалов. Некоторые модификации электроэнцефалографов «Энцефалан» позволяют синхронно с ЭЭГ регистрировать по полиграфическим каналам сигналы (ЭОГ, ЭМГ, КГР, ЭКГ, ПГ), проявляющиеся на ЭЭГ как физиологические артефакты. Дополнительно регистрируемые физиологические сигналы упрощают визуальное распознавание артефактов. В «элитной» версии прибора используется оригинальный метод автоматического поиска и подавления артефактов, который позволяет скомпенсировать артефакты нецеребрального генеза, например от ЭОГ, ЭМГ и ЭКГ. Этот метод значительно ускоряет работу врача по подготовке записи ЭЭГ к обработке и автоматической её интерпретации.

2.3.2. Автоматический поиск и подавление артефактов ЭКГ, ЭОГ и ЭМГ

При математической обработке и анализе выбранных фрагментов электроэнцефалограммы влияние артефактов от окулограммы, электрокардиограммы, кожно-гальванической реакции или пневмограммы может до неузнаваемости исказить результаты спектрального, амплитудно-временного анализа и автоматизированного описания в целом. Автоматический способ компенсации таких артефактов заключается в определении степени схожести сигналов ЭЭГ и этих физиологических сигналов и вычитании физиологического сигнала с определенным весовым коэффициентом. Оценка степени схожести и вычисление требуемого коэффициента производятся для каждого ЭЭГ-отведения индивидуально. Необходимым условием применения метода автоматического поиска и подавления артефактов является синхронная с ЭЭГ запись соответствующих сигналов нецеребрального происхождения (ЭОГ, ЭКГ, ЭМГ). Следует помнить, что к глазодвигательным артефактам относится не только моргание, но и перемещения глазных яблок в горизонтальном направлении или по любой другой траектории. Для того чтобы контролировать перемещения глазных яблок, необходимо регистрировать как вертикальную, так и горизонтальную составляющую окулограммы.

Перед запуском автоматического поиска артефактов определяется регион поиска (вся запись или выбранный фрагмент ЭЭГ) и вариант работы (ручной или автоматический). Для каждого типа физиологического сигнала, оказывающего влияние на ЭЭГ, определяются параметры критерия поиска артефактов. В ручном режиме работы программой запрашивается подтверждение пользователем необходимости обработки каждого найденного фрагмента с артефактами. После окончания поиска и подавления артефактов формируется список фрагментов, в которых производилось подавление артефактов. На рисунках 12–17 показаны примеры подавления артефактов от ЭОГ, ЭМГ, ЭКГ.

2.4. Измерение амплитуд сигналов

При визуальном анализе ЭЭГ зачастую возникает необходимость оценки частоты и амплитуды выбранной волны. В окне «Детальный просмотр сигнала» в увеличенном виде отображаются сигналы выбранного канала. Цветом выделяется волна, расположенная непосредственно под указателем мыши. Для выделенной волны рассчитываются и отображаются следующие количественные показатели:

- «Размах» — размах амплитуды (от пика до пика);
- «Частота» — частота (1/период);
- «Период» — длительность волны;
- «1 пл.» — площадь восходящей части волны;
- «2 пл.» — площадь нисходящей части волны;
- «Асимметрия» — отношение восходящей части волны к нисходящей части;
- «Порог выделения значимой волны» (относительно максимального и минимального значения сигнала в окне).

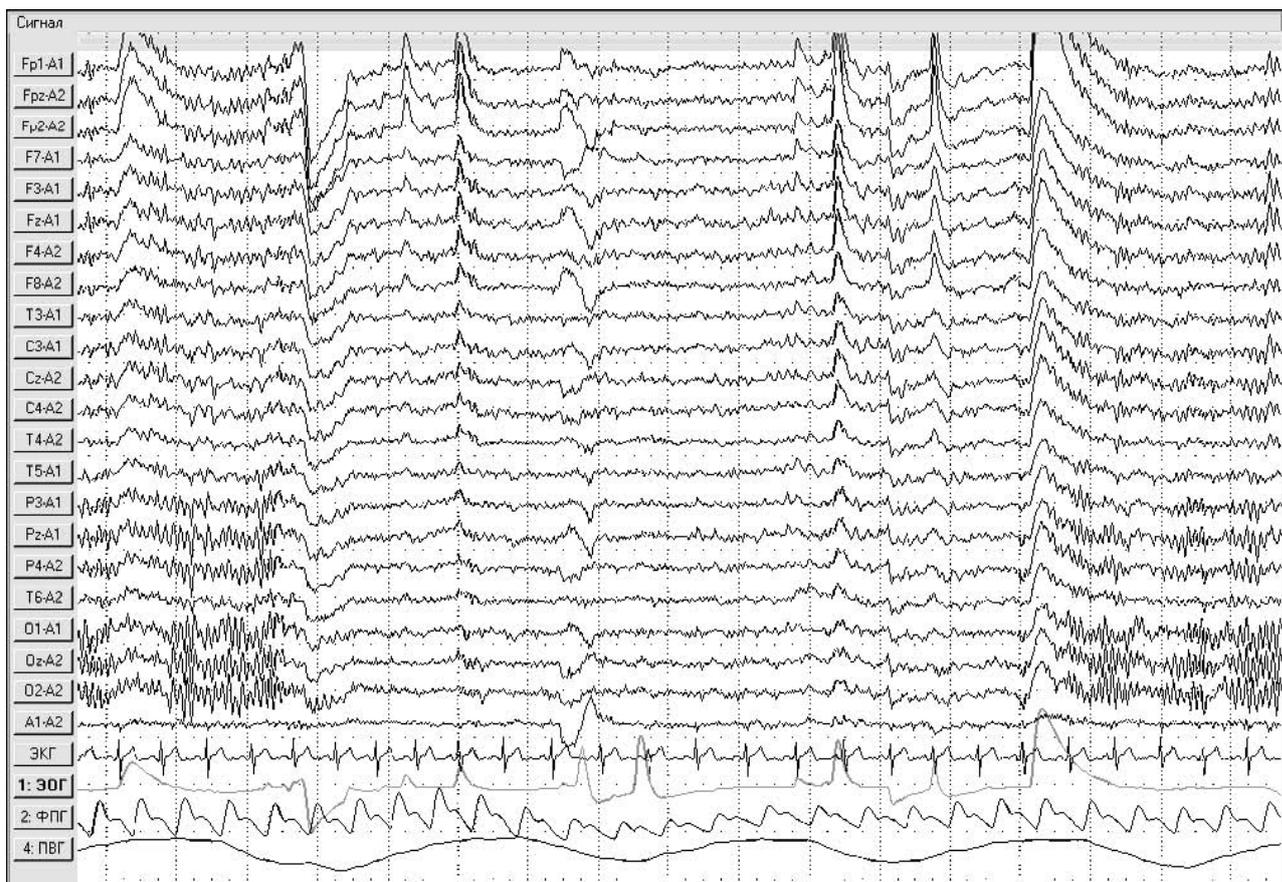


Рис. 12. Нативная ЭЭГ с артефактами ЭОГ.

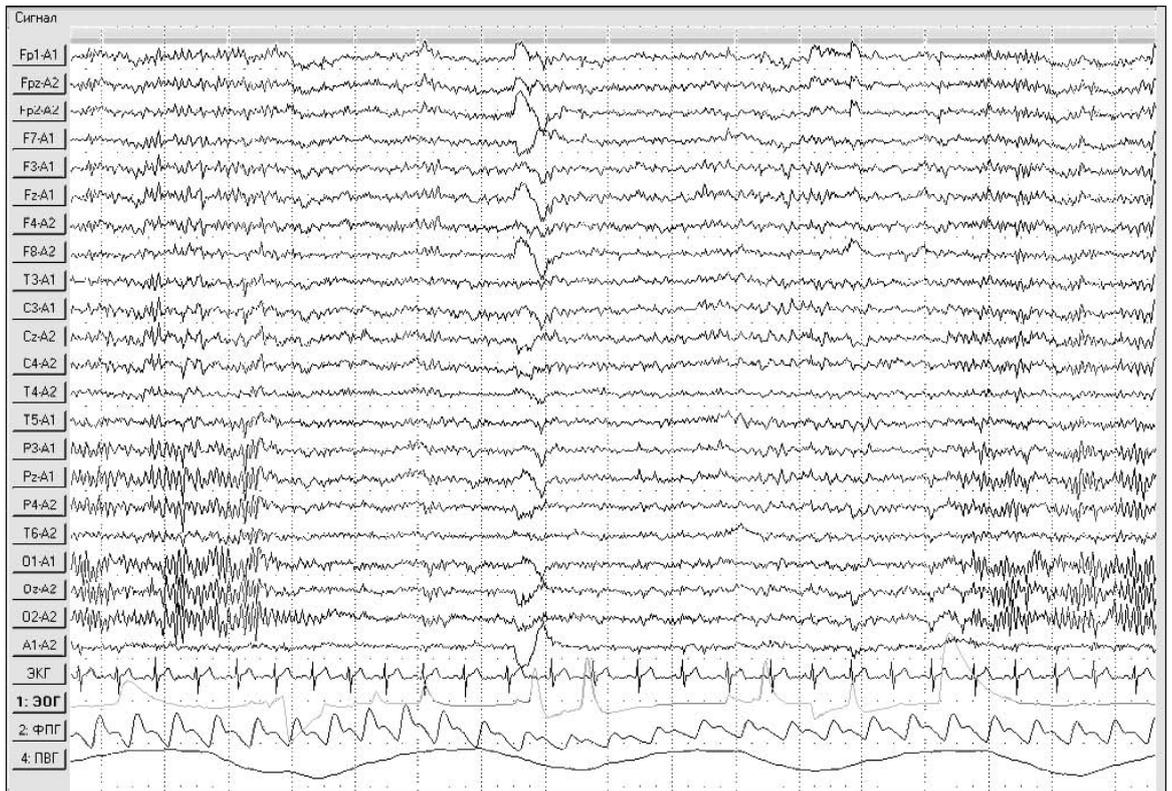


Рис. 13. Фрагмент ЭЭГ (ср. рис. 12) после подавления артефактов ЭОГ.

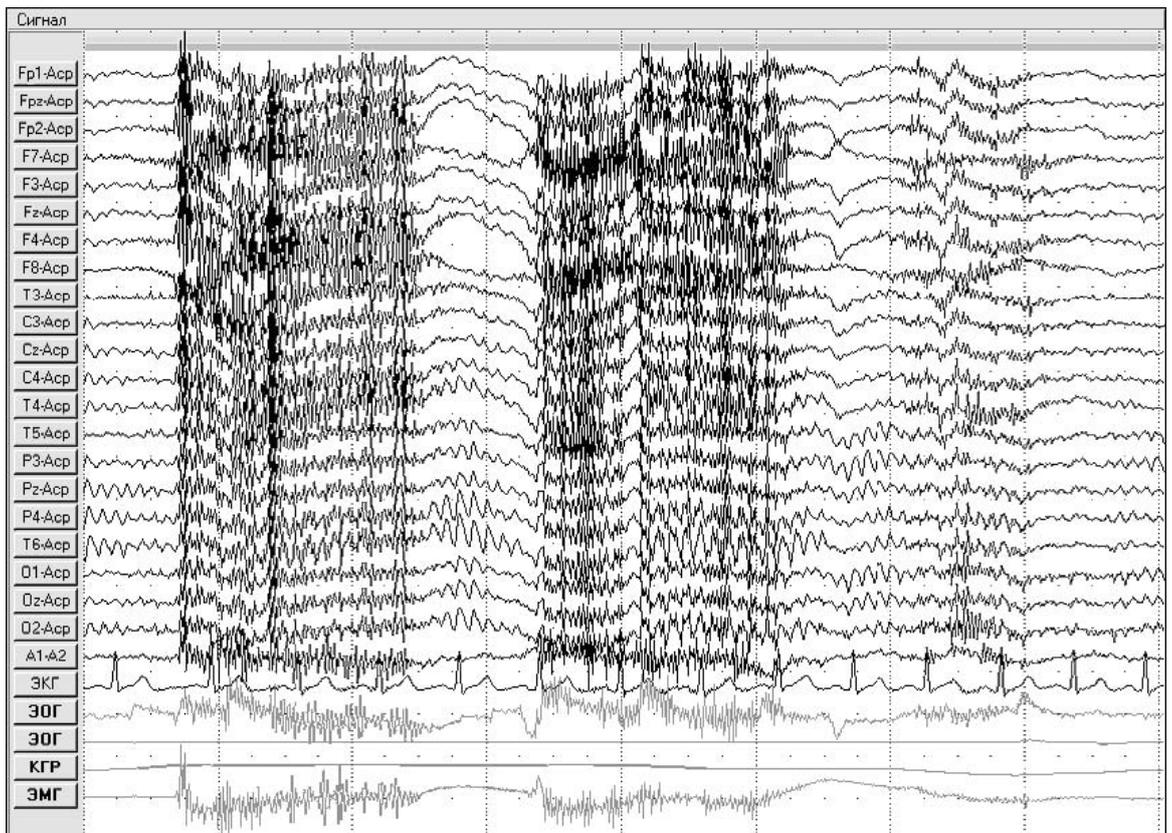


Рис. 14. Нативная ЭЭГ с артефактами ЭМГ.

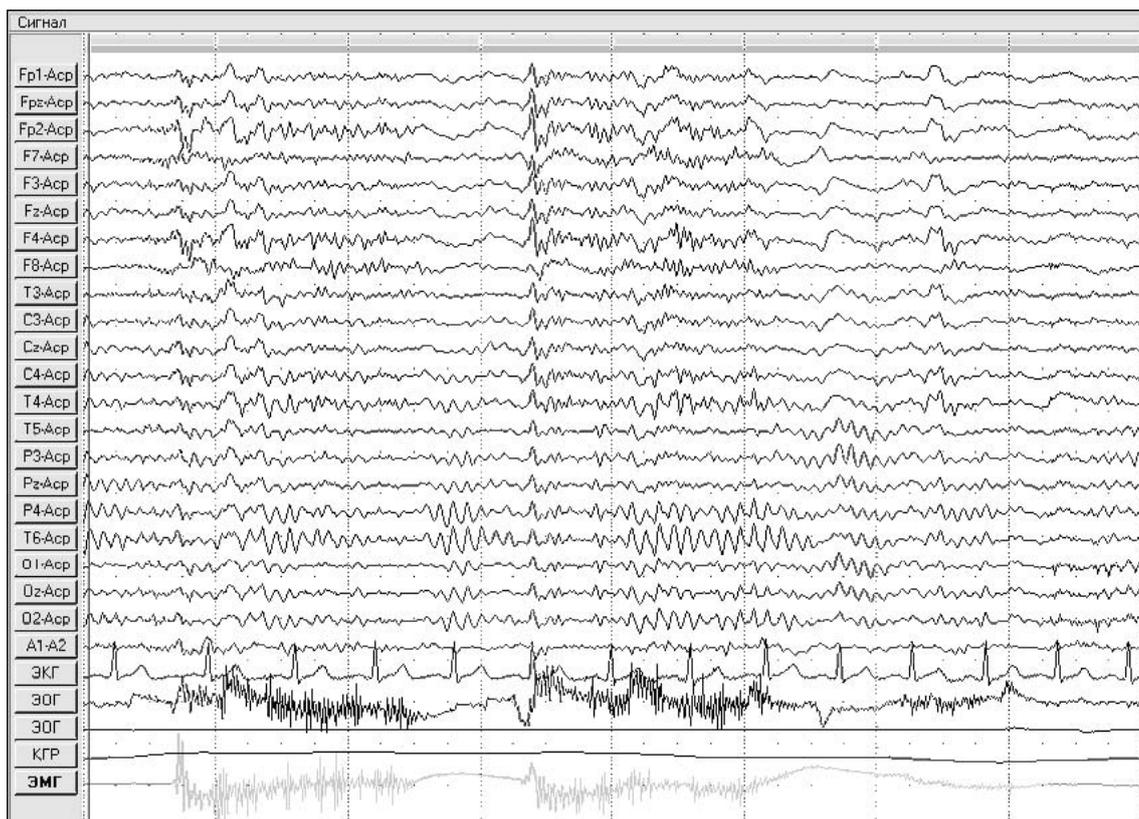


Рис. 15. Фрагмент ЭЭГ (ср. рис. 14) после подавления артефактов ЭМГ.



Рис. 16. Нативная ЭЭГ с артефактами ЭКГ.

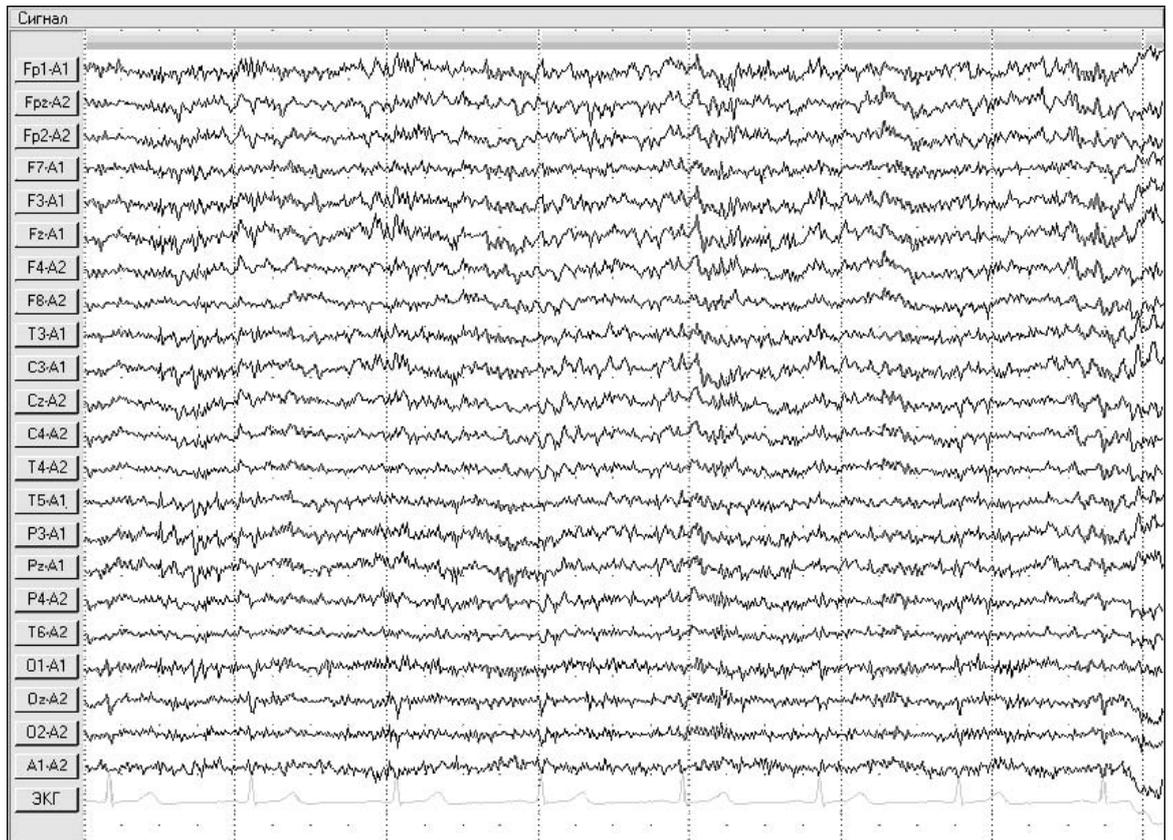
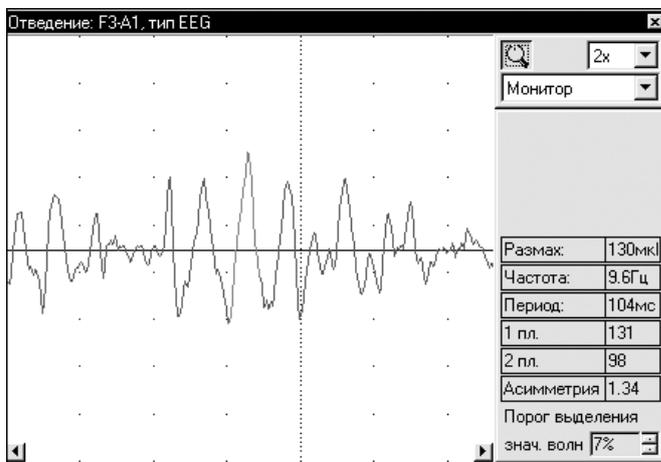
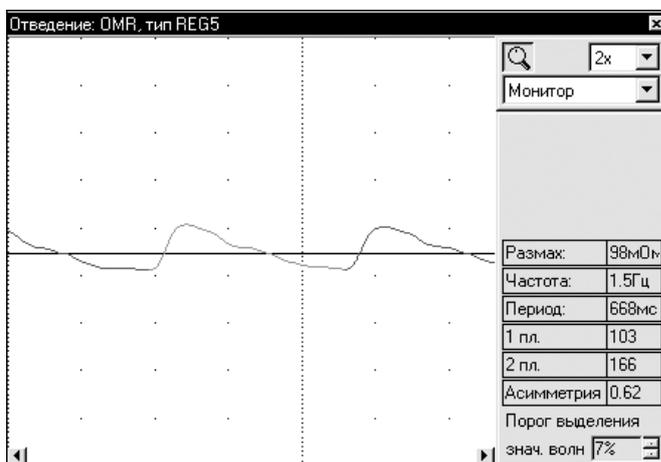


Рис. 17. Пример ЭЭГ (ср. рис.16) после подавления артефактов от ЭКГ.



На рис. 18 приведен пример выделения волны в отведении F3-A1 для определения всех ее параметров.

Рис. 18. Выбранная в отведении F3-A1 волна имеет размах амплитуды 130 мкВ и соответствует альфа-ритму (9,6 Гц).



При синхронной записи ЭЭГ и РЭГ режим детального просмотра РЭГ-сигнала выбранного отведения позволяет измерить его размах амплитуд, соответствующий показателю «реографический индекс» (рис. 19).

Рис. 19. Пример измерения размаха амплитуд РЭГ-сигнала в окципитальном отведении справа.

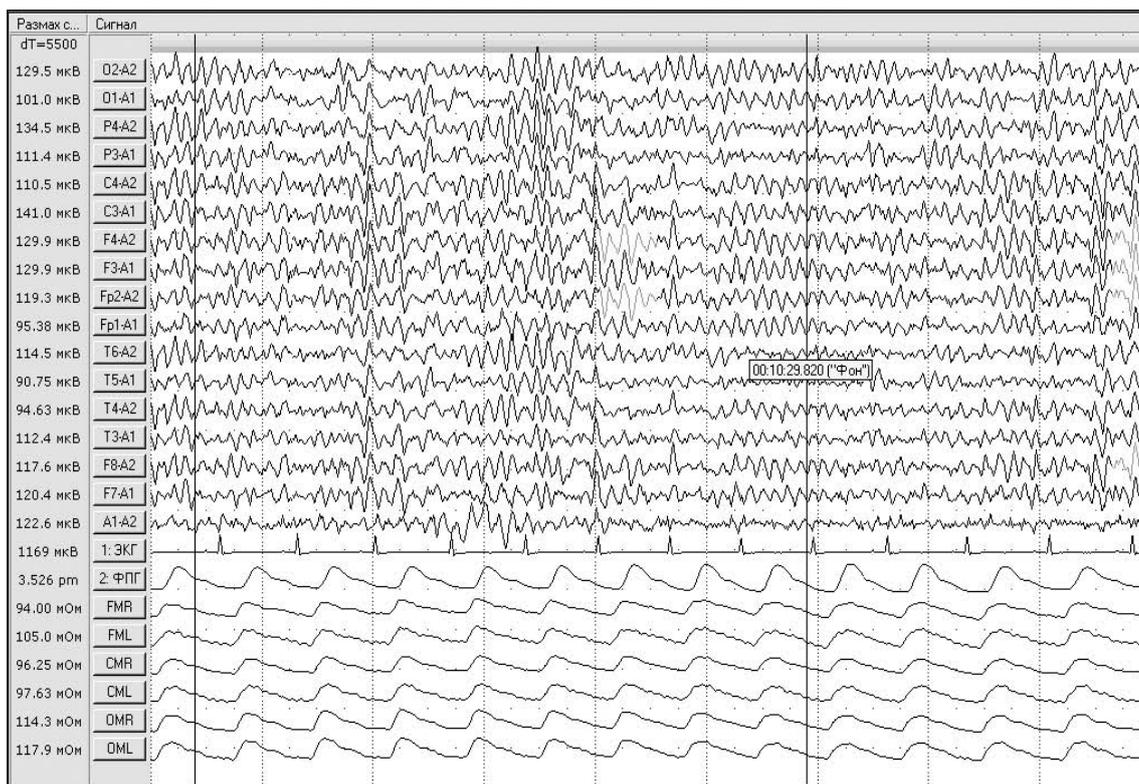


Рис. 20. Измерение максимальных размахов амплитуд сигналов.

Электроэнцефалографы «Энцефалан» позволяют измерить мгновенные значения амплитуд сигналов, соответствующих выделенному маркером временному срезу ЭЭГ. Чаще всего маркер устанавливается на пики высокоамплитудной вспышки волн для определения отведения ЭЭГ с максимальной амплитудой. При визуальном анализе ЭЭГ и ручном формировании описания амплитудной характеристики ЭЭГ может использоваться режим измерения максимального размаха амплитуд на выделенном фрагменте ЭЭГ. Рассчитанные для каждого канала значения максимального размаха амплитуд сигналов отображаются в единицах измерения, соответствующих типу записанного сигнала (рис. 20).

2.5. Спектральный анализ

Спектральный анализ близок по смыслу к описанию частотных характеристик при визуальном анализе. Результаты спектрального анализа представляются в виде графиков спектральной плотности мощности, графиков амплитудных спектров, топографических карт, а также различных количественных показателей в табличном виде. Топографические карты в наглядной и сжатой форме показывают пространственное распределение различных параметров. Наиболее часто используются графики мощностных или амплитудных спектров, на которых по горизонтальной оси представлена частота (циклы/с или герцы), а по вертикальной оси — значения спектральной плотности мощности, характеризующие вклад (выраженность) каждой частотной составляющей в анализируемом фрагменте ЭЭГ. На графиках спектральной плотности мощности видно реальное частотное распределение мощности ЭЭГ-сигналов в каждом отведении (размерность — $\text{мкВ}^2/\text{Гц}$) (рис. 21).

Это позволяет более точно оценить значения частот наиболее явных компонентов сигналов как по доминирующему ритму, так и по менее выраженным ритмам, оценить регулярность по частоте (по степени размазанности основных пиков), определить количественные показатели мощностной и частотной асимметрии (по амплитуде пиков и значениям соответствующих частот), оценить реакцию усвоения ритма световых мельканий или звуковых стимулов на основной частоте и на ее гармониках (по сопоставлению динамики изменения мощностных характеристик на этих частотах в фоновой записи и во время ритмической стимуляции), проанализировать структуру спектра для полиритмичной ЭЭГ. Мощностной спектр используется чаще, чем амплитудный, потому что он более нагляден, выражается в действительных значениях, а не мнимых. Значения амплитуд в амплитудном спектре, показываемые для каждой конкретной частоты (частотного отсче-

та с шагом порядка 0,25 Гц), значительно меньше амплитуд ЭЭГ, оцениваемых при визуальном анализе той же кривой. Это объясняется тем, что компьютерный анализ дает среднеквадратическое значение, составляющее около 35% от значения амплитуды при измерении от пика до пика. Кроме того, при визуальной оценке амплитуды реальной ЭЭГ традиционно берут значения, близкие к максимальным по тем отведениям, в которых активность данного ритма наиболее выражена. Необходимо отметить, что нерегулярность по частоте при визуальном анализе учитывается отдельно, а амплитуда берется общая по всему частотному диапазону ритма. Амплитудный же спектр выдает объективную информацию о вкладе каждой частотной составляющей. Это обстоятельство необходимо учитывать при оценке численных значений на графиках амплитудного спектра, однако это не должно смущать врача, поскольку напрямую сопоставлять значение амплитудного спектра конкретного частотного отсчета с амплитудой ритма, в обычном его понимании, в общем случае нельзя. При автоматическом формировании описания энцефалограммы определение амплитуд ритмов происходит по другим принципам, поэтому расхождение с визуальной оценкой получается минимальным.

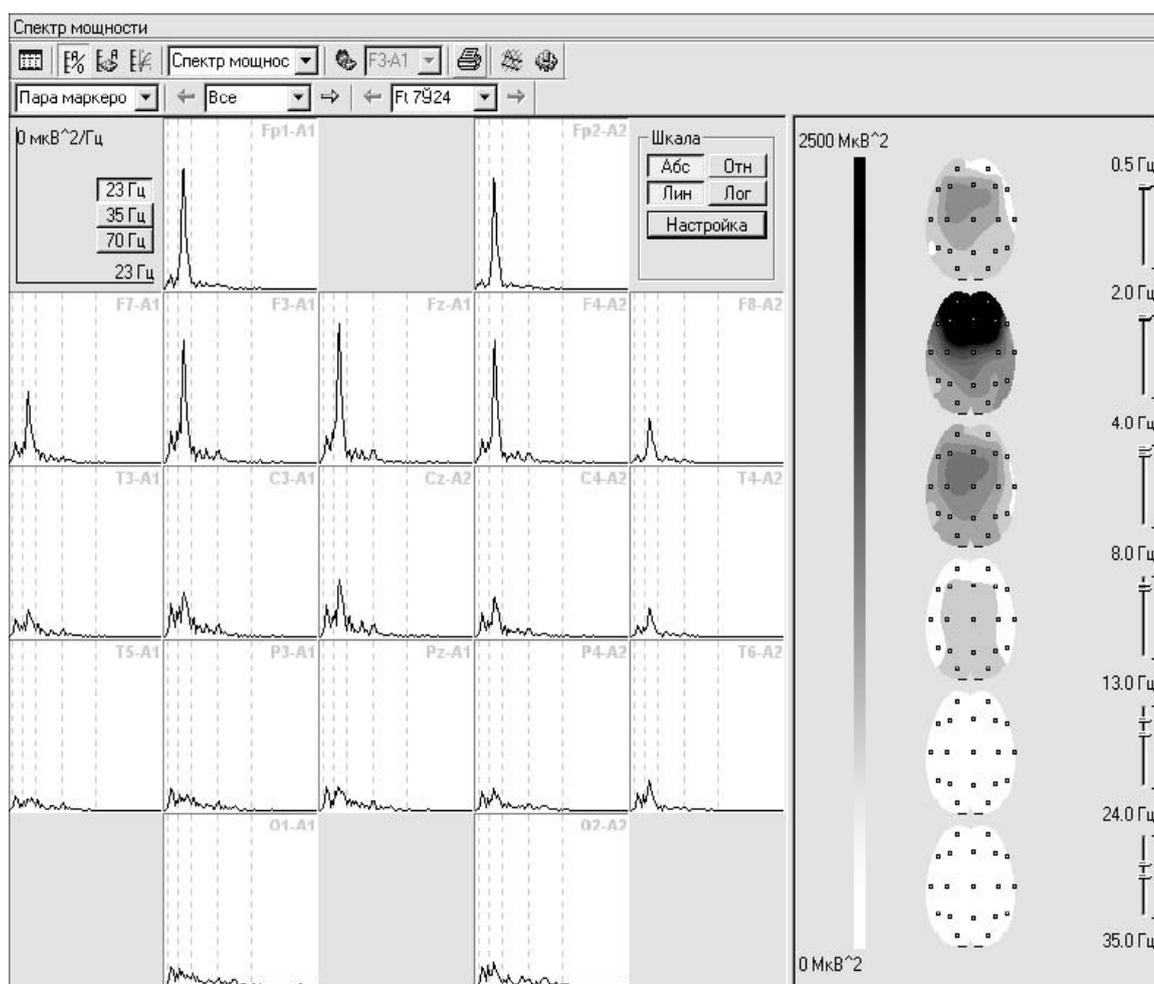


Рис. 21. Графики спектральной плотности мощности по всем отведениям для фрагмента ЭЭГ, показанного на рис. 5.

Количественные показатели рассчитанных спектральных характеристик ЭЭГ выдаются на экран и на печать в табличном виде. Для спектра мощности формируются следующие спектральные характеристики:

- Абсолютные значения мощностей (АЗМ) [мкВ^2] — площадь под соответствующим участком спектрограммы по выбранным частотным диапазонам.
- Относительные значения мощностей (ОЗМ) или индексы мощности [%]
- отношение площади под соответствующим участком спектрограммы к суммарной площади по выбранным частотным диапазонам, умноженное на 100%.

– Значения доминирующих частот (ЗДЧ) по выбранным частотным диапазонам [Гц] — частоты, соответствующие максимуму на участке спектрограммы.

– Значения средневзвешенных частот (ЗСЧ) по выбранным частотным диапазонам [Гц]. ЗСЧ рассчитывается следующим образом: среднее значение частоты каждого частотного дискрета умножается на значение этого дискрета, суммируются все произведения, относящиеся к данному частотному диапазону. После чего полученное значение делится на значение площади под кривой частотного диапазона. В этой таблице даны также средние значения средневзвешенных частот по каждому из частотных диапазонов по всем отведениям. Пример таблицы спектральных характеристик ЭЭГ приведен на рис. 22.

– Абсолютный коэффициент асимметрии (АКА) [%] — определяется как отношение разности по модулю между значениями мощности по симметричным отведениям к максимальному значению.

– Относительный коэффициент асимметрии (ОКА) [%] — определяется как отношение разности по модулю между значениями мощности по симметричным отведениям к среднему значению по данному частотному диапазону по всем отведениям (кроме центрального ряда).

– Коэффициент частотной асимметрии (КЧА) [%] — определяется как отношение суммы модулей разности между нормированными значениями мощности по симметричным отведениям к сумме этих же значений.

– Эффективная полоса частот (ЭПЧ) [Гц] — в определенной степени характеризует регулярность по частоте и вычисляется как отношение спектра мощности выделенного частотного диапазона к максимальному значению спектральной плотности мощности в этом частотном диапазоне.

Рассмотрим примеры использования режима спектрального анализа для реальных ЭЭГ. На рис. 23 в линейном варианте представления результатов показан фрагмент ЭЭГ с графиками спектральной плотности мощности и топографическими картами, характеризующими этот фрагмент ЭЭГ. Видно, что, наряду с мощностной асимметрией, существует и явная частотная асимметрия. В таблице «Коэффициент частотной асимметрии» отражено, что между отведениями Т3-Т4 коэффициент частотной асимметрии по альфа-диапазону составил 53,1%, в левом полушарии доминирующая частота – 10,0 Гц, в правом полушарии – 10,5 Гц. Однако на исходных сигналах тяжело оценить наличие и степень частотной асимметрии.

Использование спектрального анализа может быть полезным для оценки изменений ЭЭГ при проведении фото- или фоностимуляции. Навязывание ритма не всегда происходит на частоте стимуляции, достаточно часто это может происходить на кратных гармониках. Чем на большем количестве частот производится усвоение ритма, тем тяжелее это распознается при визуальном анализе ЭЭГ.

Таблица - Относительные значения мощностей [%]

Имя	Дельта1	Дельта2	Тета	Альфа	Бета1	Бета2	Сумма
O2-A2	18.74	29.82	23.06	20.59	5.39	1.36	98.95
O1-A1	19.66	27.00	26.77	18.86	5.19	1.28	98.76
P4-A2	18.25	34.38	22.32	17.73	5.25	0.96	98.88
P3-A1	19.92	28.62	28.39	16.55	4.44	0.95	98.87
C4-A2	16.87	44.47	21.32	11.83	3.99	0.59	99.06
C3-A1	18.84	41.30	24.21	11.02	3.30	0.46	99.14
F4-A2	11.61	63.11	14.05	7.01	2.82	0.38	98.98
F3-A1	13.66	58.48	16.54	7.57	2.67	0.26	99.18
Fp2-A2	5.81	75.81	9.49	5.07	2.23	0.29	98.69
Fp1-A1	7.53	71.79	11.47	5.86	2.14	0.15	98.95
T6-A2	18.87	48.38	16.67	11.38	2.99	0.71	99.01
T5-A1	19.31	30.35	28.10	16.33	3.85	0.90	98.84
T4-A2	15.04	55.34	17.25	8.28	2.57	0.50	98.98
T3-A1	17.60	39.58	25.93	12.04	3.31	0.56	99.02
F8-A2	8.62	64.31	17.24	5.97	2.23	0.40	98.77
F7-A1	12.91	55.52	20.02	7.66	2.67	0.26	99.04
Pz-A1	17.62	35.45	25.77	14.59	4.54	0.96	98.93
Cz-A2	16.42	43.57	23.10	11.44	4.11	0.45	99.09
Fz-A1	11.74	62.58	14.37	7.11	2.97	0.33	99.10
Среднее	15.21	47.89	20.22	11.42	2.51	0.52	

Рис. 22. Значения индексов мощности по всем отведениям для фрагмента ЭЭГ, представленного на рис. 5.

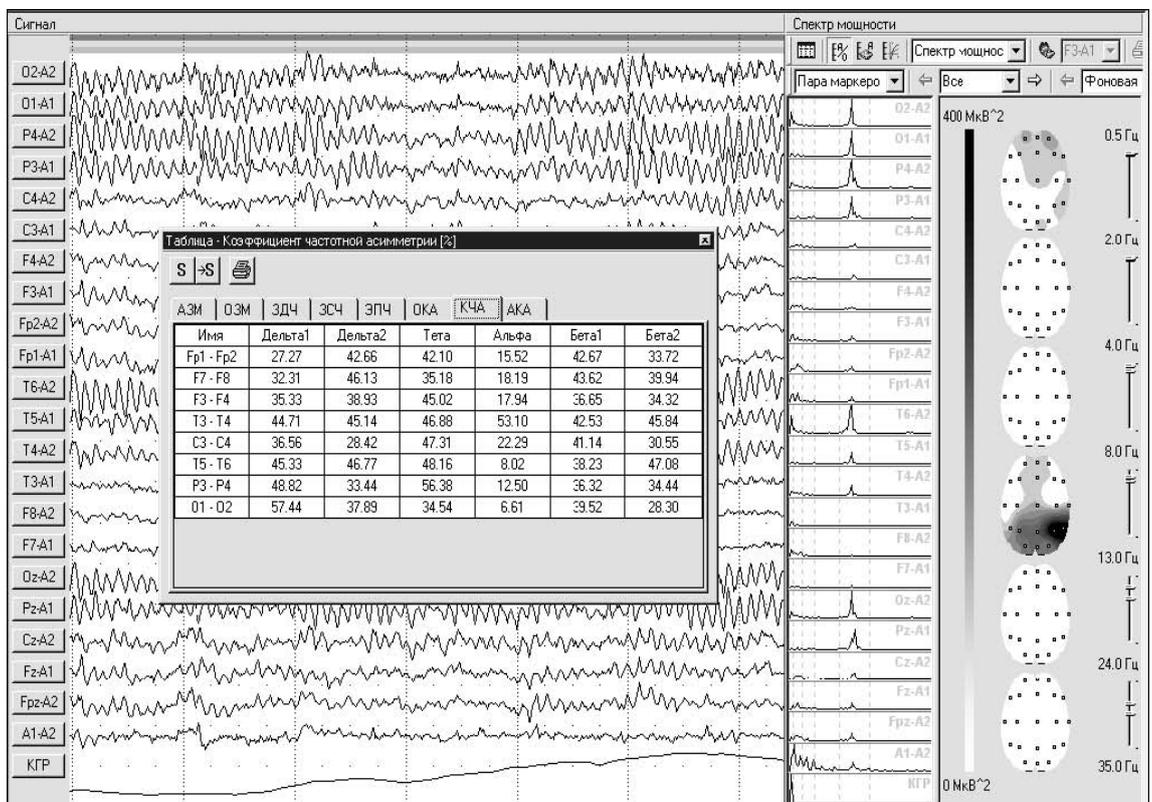


Рис. 23. Пример ЭЭГ с мощностной и частотной асимметрией в теменно-затемневисочной области головного мозга.

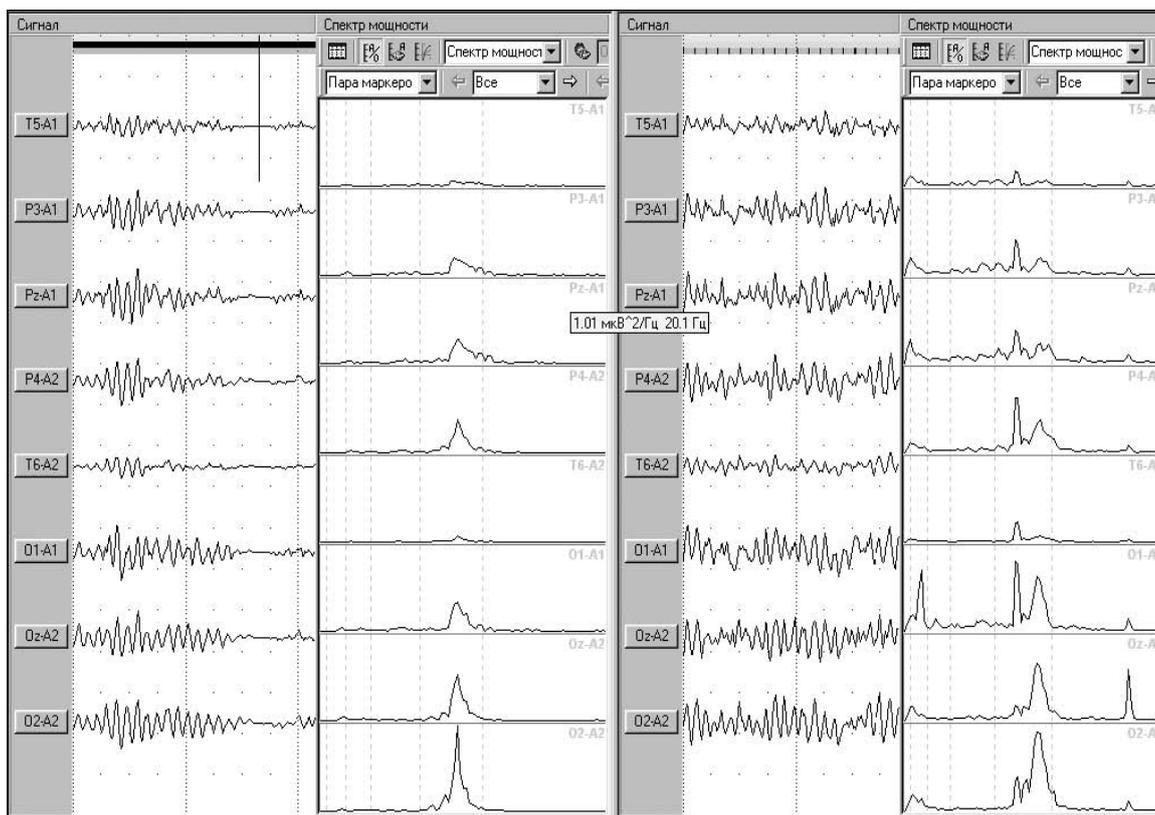


Рис. 24. Изменения графиков спектральной плотности мощности ЭЭГ в процессе проведения фотостимуляции – 10 Гц. Произошло навязывание ритма стимуляции.

На рис. 24 представлены графики спектральной плотности мощности фоновой записи ЭЭГ и фотостимуляции. В исходном фоновом состоянии преобладал альфа-ритм с доминирующей частотой — 11 Гц. При ритмической фотостимуляции с частотой 10 Гц в теменно-затылочных отведениях появились пики на кратных частотах 10 и 20 Гц, то есть произошло усвоение ритма на тех гармониках, которые соответствуют физиологически нормальным для здорового человека ритмам. На рис. 25 представлена псевдотрехмерная динамика результатов анализа, которая позволяет оценить изменения спектральных характеристик ЭЭГ при проведении функциональных проб как во всех отведениях, так и в отдельно взятом отведении (рис. 26).

Средства спектрального анализа являются неотъемлемой частью количественного анализа ЭЭГ и дают врачу дополнительную информацию, которую при обычном визуальном анализе ЭЭГ трудно получить. Спектральная форма представления процесса наиболее близка к принятой в электроэнцефалографии оценке ЭЭГ по частотному характеру, который, по мнению большинства исследователей, считается наиболее информативным.

Использование спектрограмм и количественных спектральных показателей позволяет снизить степень субъективности при описании и интерпретации ЭЭГ, например, при оценке наличия и выраженности амплитудной и частотной асимметрии, регулярности и однородности ритма, при анализе структуры частотных составляющих, их выраженности в различных областях мозга, степени усвоения ритмических воздействий различной модальности, а также при выявлении фокальных проявлений и др. Результаты спектрального анализа могут быть использованы для донозологической диагностики. Они позволяют выявлять тенденции перестройки ритмики в процессе как медикаментозной, так и немедикаментозной терапии, например, при реабилитационных процедурах на основе биоуправления с биологической обратной связью, задолго до того, как это будет видно при обычном визуальном анализе нативной ЭЭГ. Спектральный анализ ЭЭГ имеет большое практическое значение в нейрофизиологии, особенно при мониторинге больных, длительное время находящихся в коматозном состоянии, при обследовании больных с сосудистыми заболеваниями головного мозга, при эпилепсии.

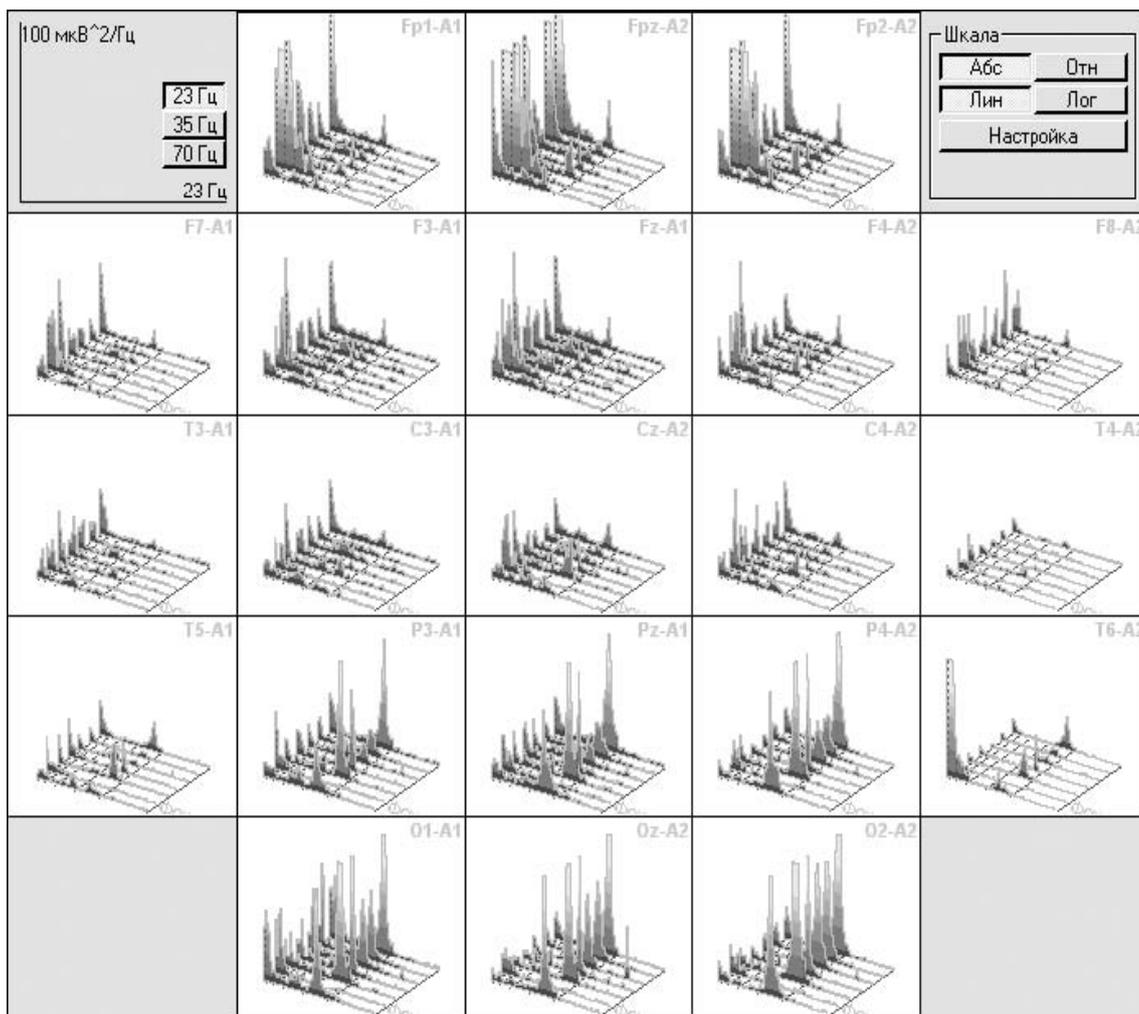


Рис. 25. Псевдотрехмерное представление динамики спектров мощности ЭЭГ-исследования по всем отведениям.

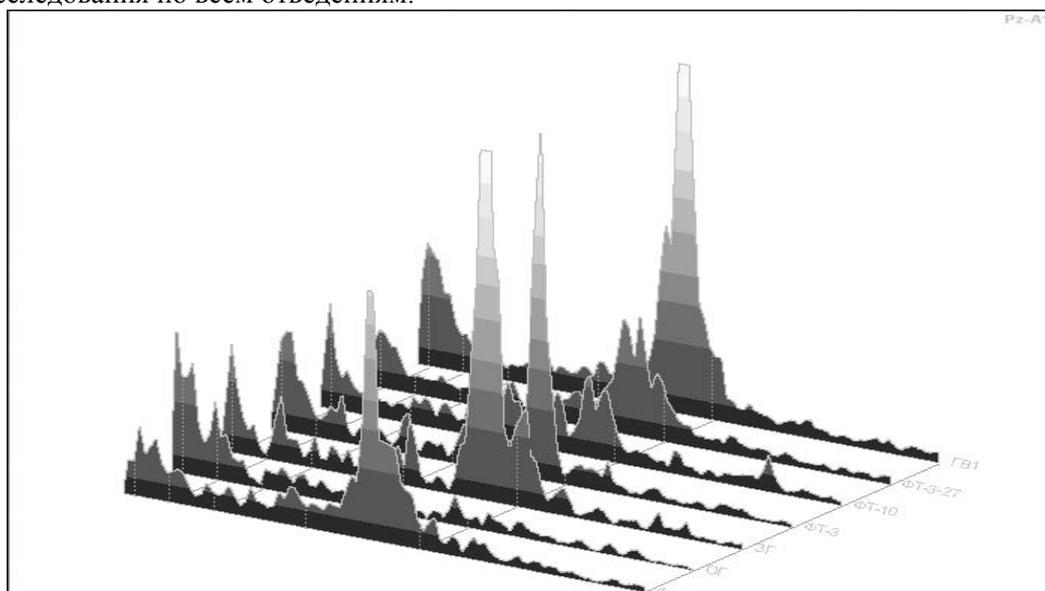


Рис. 26. Псевдотрехмерное представление динамики спектров мощности ЭЭГ-исследования в одном отведении.

2.6. Корреляционные методы анализа

При корреляционном анализе ЭЭГ вычисляется автокорреляционная (АКФ) и кросс-корреляционная функции (ККФ). Построение автокорреляционных функций используется

для выделения гармонических колебаний в случайном процессе. Кросс-корреляционный анализ ЭЭГ дает принципиально новые возможности для оценки процессов в двух точках мозга — количественно оценить степень сходства процессов или их связи, выявить общие компоненты и их соотношение, а также временные отношения разных ритмов.

Подробно об использовании корреляционных методов анализа ЭЭГ можно ознакомиться по книге В. С. Русинова «Биопотенциалы мозга человека» (1987). Автор показывает на примерах, как корреляционные методы позволяют более точно локализовать патологический процесс в тех случаях, когда ЭЭГ пораженной и смежной области сходны между собой и практически неотличимы при визуальной оценке.

В электроэнцефалографах «Энцефалан» режим «Автокорреляция» включает в себя следующие функциональные возможности:

- расчет и визуализация автокорреляционных функций по всем отведениям;
- топографическое картирование мгновенных значений автокорреляционной функции. Для автокорреляционной функции в таблице выдаются значения:
 - Максимального интервала корреляции (МИК) [с] — интервал времени до первого пересечения автокорреляционной функции с нулем.
 - Доминирующей частоты (ДЧ) [Гц] — обратная величина от учетверенного значения интервала корреляции.

Режим «Кросс-корреляция» включает в себя следующие функциональные возможности:

- расчет и визуализация кросс-корреляционных функций по всем отведениям относительно выбранного опорного отведения;
- топографическое картирование значений и временных сдвигов максимумов ККФ. Для кросс-корреляционной функции рассчитываются значения:
 - максимума функции ККФ (ЗМФ);
 - временных сдвигов максимумов ККФ (ЗВС) [с] — интервал времени между максимумами ККФ базового отведения и остальных отведений, используется для оценки фазовых задержек (запаздывания и опережения) по отведениям.



Рис. 27. Фрагмент ЭЭГ с эпилептиформной активностью.

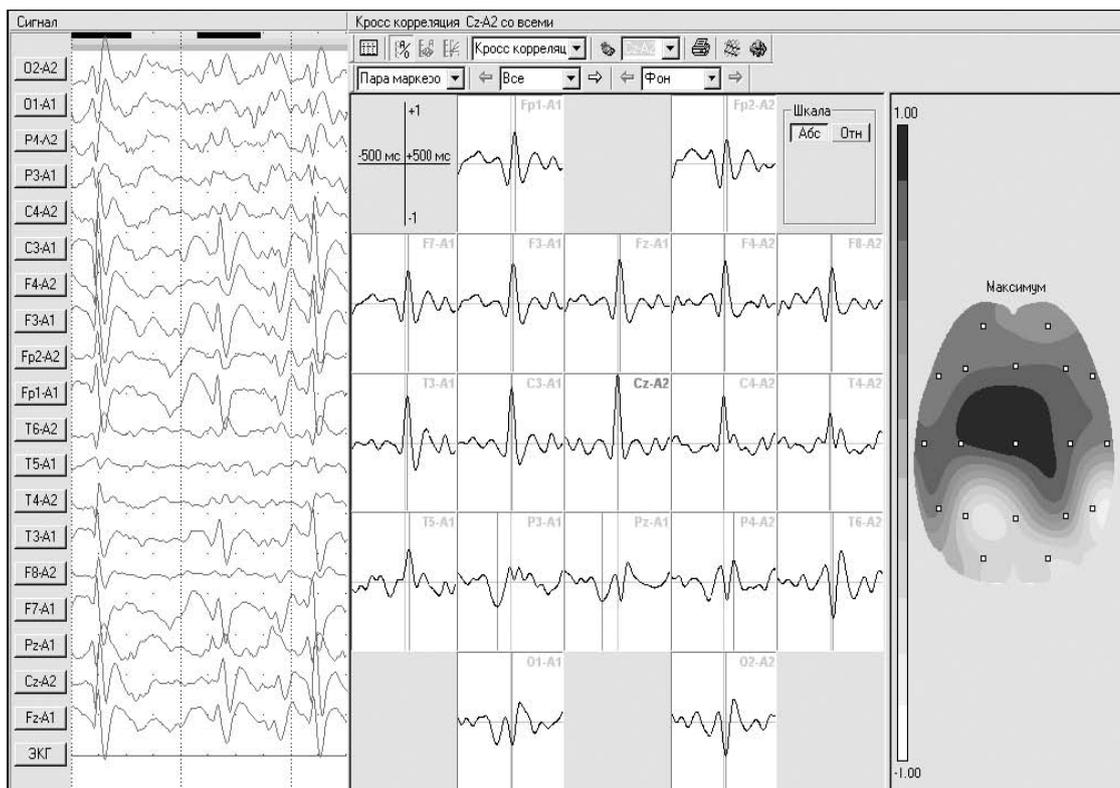


Рис. 28. Графики кросс-корреляционных функций по всем отведениям относительно Cz с топографическим картированием максимумов ККФ для фрагмента ЭЭГ, см. на рис. 27.

Рассмотрим пример использования корреляционного анализа ЭЭГ. У больного с эпилептиформной активностью (рис. 27) в ЭЭГ на графиках кросс-корреляционных функций всех отведений относительно отведения Cz видно (рис. 28), что фазы кросс-корреляционных функций в отведениях C3, T3, T5 и C4 совпадают, а в отведениях P3, Pz, P4, T6 — противоположны. Это свидетельствует в пользу того, что очаг располагается где-то посередине между отведениями C3, Cz, P3 и Pz.

АКФ позволяет представить информацию о периодичности процессов в гораздо более сжатой форме, чем это возможно на нативной ЭЭГ. К тому же периодичности, существующие в исходном процессе ЭЭГ, более отчетливо выражены в АКФ, что позволяет использовать ее для выявления слабых или скрытых периодичностей ЭЭГ. Большая чувствительность АКФ и наличие конкретных количественных показателей, рассчитываемых по ней, позволяет объективизировать изменения при различных функциональных состояниях мозга в норме и патологии. Количественный параметр степени затухания АКФ характеризует баланс возбуждающих и тормозных процессов и может использоваться при решении различных задач, в частности, наряду со спектральным анализом, для донозологической диагностики и контроля эффективности реабилитационных мероприятий.

В режиме «Схемы межцентральных связей» производится расчет функций кросс-корреляции каждого отведения ЭЭГ со всеми остальными и формируются схемы со значащими корреляционными связями между отведениями по всей полосе частот. При наведении указателя мыши на отведение все связи, установленные с этим отведением, перекрашиваются и на экране появляется список установленных с этим отведением значимых связей по коэффициенту кросс-корреляции. Пошаговое формирование корреляционных связей дает возможность пользователю одновременно анализировать схемы межцентральных связей и исходную ЭЭГ. На рис. 29 приведена схема со значащими отрицательными корреляционными связями между отведениями F7-T6 и T3-T6, свидетельствующими о наличии очага патологической активности в центрально-теменной области.

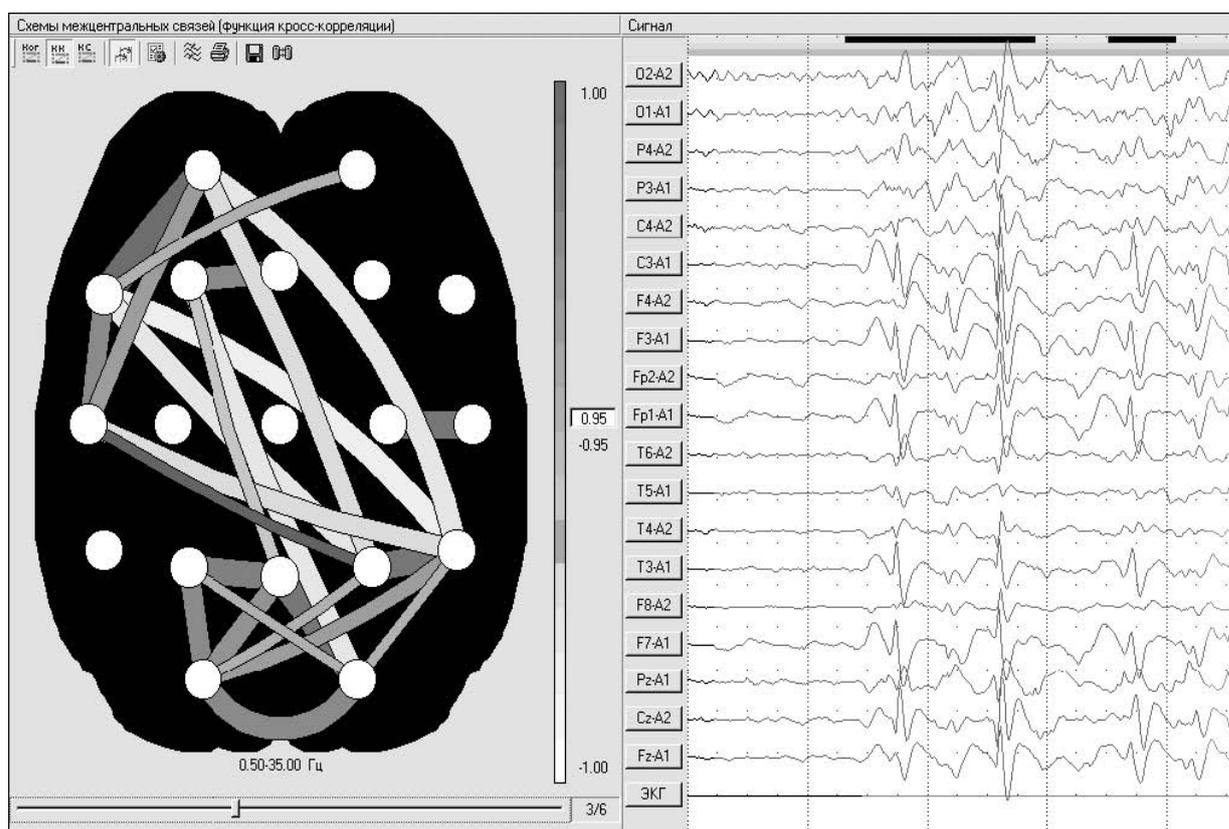


Рис. 29. Схема значимых корреляционных связей отведений для фрагмента ЭЭГ, показанного на рис. 27.

2.7. Когерентный анализ ЭЭГ

Когерентный анализ так же, как и кросс-корреляционный, используется для оценки степени взаимовлияния различных зон головного мозга при исследовании межполушарных, передне-задних и корково-подкорковых отношений. Когерентность измеряется в значениях от нуля до +1. Такая оценка когерентности проводится в каждой точке вдоль непрерывного частотного спектра ЭЭГ (с шагом дискретизации 0,25 Гц) или как средний уровень когерентности в пределах частотных диапазонов. Когерентность равна 0 для полностью независимых процессов (применительно к ЭЭГ — полное отсутствие общих источников генерации на данной частоте или в данном частотном диапазоне, однако в реальной жизни такая ситуация практически невозможна). Если значения функции когерентности близки по величине к 1 (больше 0,7), то это свидетельствует о высокой степени связи между процессами (можно предположить о наличии единого генератора этих процессов).

Для удобства сопоставления спектров амплитудной когерентности (КОГ) ЭЭГ разных пар анализируемых зон у одного и того же обследуемого, а также для сравнения спектров КОГ соответствующих отделов мозга у разных людей введено понятие среднего уровня когерентности. Средний уровень когерентности вычисляется как среднее арифметическое значение когерентности спектральных компонентов как во всем диапазоне частот (0–70 Гц), так и в отдельно взятых диапазонах: дельта1, дельта2, тета, альфа, бета1, бета2-ритмов.

Анализ различных форм изменения когерентных связей у больных с нарушениями сознания, с очаговыми поражениями мозга разной локализации и данных исследования ЭЭГ здоровых людей, находившихся в разных состояниях (активное бодрствование, переход к дремоте, ко сну), позволил сделать заключение о том, что для нормального функционирования мозга человека и осуществления высших корковых функций одним из необходимых условий является поддержание оптимального уровня когерентности ЭЭГ, отражающего оптимальный тонус коры. Резкое снижение когерентности или ее чрезмерное повышение являются неблагоприятными показателями функционирования мозга. Под оптимальным уровнем когерентности ЭЭГ следует понимать оптимально сочетанную структуру связей всех отделов мозга в каждом из диапазонов физиологических ритмов.

В электроэнцефалографах «Энцефалан» в режиме «Спектральный анализ» расчет функции когерентности производится для всех отведений ЭЭГ относительно любого выбранного отведения. Обработка ЭЭГ ведется по эпохам, с накоплением результатов. В результате расчета формируются графики когерентности, и одновременно с ними показываются топографические карты, отражающие распределение средних значений функции когерентности в выбранных частотных диапазонах.

По результатам анализа функций когерентности создается таблица, в которой представлены средние значения уровня когерентности всех отведений относительно выбранного по каждому частотному диапазону, характеризующие взаимосвязь процессов по соответствующим парам отведений (рис. 30).

В режиме «Схемы межцентральных связей» производится расчет функций когерентностей каждого отведения ЭЭГ со всеми остальными. Для каждого частотного диапазона формируются схемы, на которых отображаются связи, установленные по среднему уровню когерентности, выделенные различными цветами и толщиной. По цвету и толщине линии связи можно соизмерить ее значимость. При наведении указателя мыши на отведение все связи, установленные с этим отведением, перекрашиваются, и на экране появляются список установленных именно с этим отведением значимых связей и значения средних уровней когерентности (рис. 31).

Как было сказано ранее, для оценки взаимосвязи между различными зонами головного мозга используются кросс-корреляция, кросс-спектр и когерентность. Каждый из этих методов имеет как свои достоинства, так и недостатки и взаимно дополняет друг друга.

Коэффициент корреляции является усредненной характеристикой взаимосвязей, но всякое усреднение связано с потерей определенной информации. Корреляция дает информацию о временной взаимосвязи и подобии форм двух сигналов независимо от их амплитуд. Коэффициент корреляции существенно зависит от разности фаз исследуемых процессов, а функция когерентности устойчива к разности фаз, но зависит от ее постоянства. Низкие значения коэффициента кросс-корреляции характерны для ЭЭГ-сигналов, между которыми имеется сильная связь, но в узком частотном диапазоне.

Кросс-спектральный анализ позволяет расширить представления о характере взаимодействия различных зон головного мозга, показывая, что усиление взаимодействия характеризуется резким доминированием значений в узкой полосе частот, общих для обоих процессов.

Когерентность отражает степень подобия сравниваемых ЭЭГ в частотной области (когерентность является Фурье-преобразованием кросс-корреляции), дает информацию о стабильности взаимосвязи, оценивает статистическую связь между соответствующими частотными компонентами двух процессов и обладает высокой чувствительностью. Если основной интерес представляет стабильность соотношения между двумя процессами, то лучшим методом является анализ когерентности. Если основной интерес представляет форма сигнала и временная связь между двумя процессами, лучшим методом является анализ корреляции. Однако при нормальных физиологических условиях влиянием уровня мощности на когерентность можно пренебречь, и результаты обоих методов будут сопоставимы.

Таким образом, когерентный, кросс-корреляционный и кросс-спектральный виды анализов позволяют количественно оценить уровень взаимодействия и взаимосвязи между различными зонами головного мозга. Фазовые задержки между парами отведений могут определенным образом характеризовать пространственное отношение сопоставляемых областей к источнику сигнала, что может дополнительно использоваться для уточнения локализации первичных фокусов эпилептиформной активности или других видов фокальных проявлений. Этот подход может быть применен и при использовании глубинных электродов.

Таблица - Средние уровни когерентности []

Имя	Дельта1	Дельта2	Тета	Альфа	Бета1	Бета2	Среднее
O2-A2	0.33	0.22	0.77	0.55	0.35	0.13	0.39
O1-A1	0.37	0.39	0.65	0.42	0.30	0.17	0.38
P4-A2	0.45	0.31	0.62	0.43	0.48	0.17	0.41
P3-A1	0.57	0.62	0.15	0.32	0.62	0.27	0.42
C4-A2	0.87	0.62	0.68	0.83	0.75	0.65	0.73
C3-A1	0.77	0.69	0.91	0.83	0.71	0.35	0.71
F4-A2	0.83	0.52	0.77	0.80	0.66	0.51	0.68
F3-A1	0.54	0.45	0.88	0.77	0.30	0.27	0.53
Fp2-A2	0.49	0.08	0.74	0.77	0.42	0.26	0.46
Fp1-A1	0.20	0.23	0.83	0.77	0.41	0.06	0.42
T6-A2	0.03	0.19	0.77	0.70	0.45	0.05	0.37
T5-A1	0.42	0.73	0.30	0.49	0.20	0.20	0.39
T4-A2	0.70	0.33	0.43	0.64	0.65	0.51	0.54
T3-A1	0.53	0.55	0.78	0.74	0.61	0.02	0.54
F8-A2	0.51	0.36	0.69	0.72	0.54	0.35	0.53
F7-A1	0.19	0.20	0.79	0.79	0.56	0.04	0.43
Pz-A1	0.56	0.32	0.59	0.71	0.57	0.20	0.49
Cz-A2	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Fz-A1	0.74	0.47	0.87	0.84	0.66	0.15	0.62
Среднее	0.53	0.43	0.69	0.69	0.54	0.28	

Рис. 30. Таблица с рассчитанными для фрагмента ЭЭГ (см. рис. 27) средними уровнями когерентностей всех отведений относительно Cz.



Рис. 31. Схема межцентральных связей по среднему уровню когерентности для фрагмента ЭЭГ, приведенного на рис. 27. Видна рассогласованность межполушарных взаимодействий в лобно-височной области мозга в диапазоне частот 2-4 Гц.

2.8. Картирование электрической активности мозга

Пространственное распределение по условной поверхности головы различных параметров ЭЭГ в виде топографических карт уже в течение длительного времени является хорошим подспорьем для врача-невролога при анализе ЭЭГ-активности. На топографической карте представляется какой-либо параметр ЭЭГ, значениям которого соответствует тот или иной цвет или оттенки серого цвета (при черно-белом представлении) по цветовой или оттеночной шкале. Карты кодируются на основании интерполяции (линейной, сплайновой) значений параметра ЭЭГ, распределение которого представляется в топографическом виде.

2.8.1. Амплитудное картирование

Амплитудные карты отображают значение амплитуд ЭЭГ на условной поверхности головы в определенный момент времени. Они используются для оценки эпилептических признаков, фокальных нарушений и специальных паттернов ЭЭГ. На карте максимального размаха амплитуд фрагмента ЭЭГ, представленного на рис. 20, наглядно демонстрируется топическое распределение доминирующей активности с выделением фокуса максимальной выраженности амплитуды (рис. 32). Картирование нормированной площади ЭЭГ-сигналов нивелирует влияние на выявление фокуса доминирующей активности одиночных высокоамплитудных волн нецеребрального происхождения. Например, карта нормированной площади для фрагмента ЭЭГ, представленного на рис. 33, уточняет пространственные координаты фокуса доминирующей активности, полученные при картировании максимального размаха амплитуды (ср. рис. 32).

Картирование длины кривой (нормированной производной) на выбранном фрагменте ЭЭГ позволяет выявить области с преобладанием высокочастотных колебаний. На рис. 34 приведен пример топографического картирования нормированной производной фрагмента ЭЭГ с миографическим артефактом.

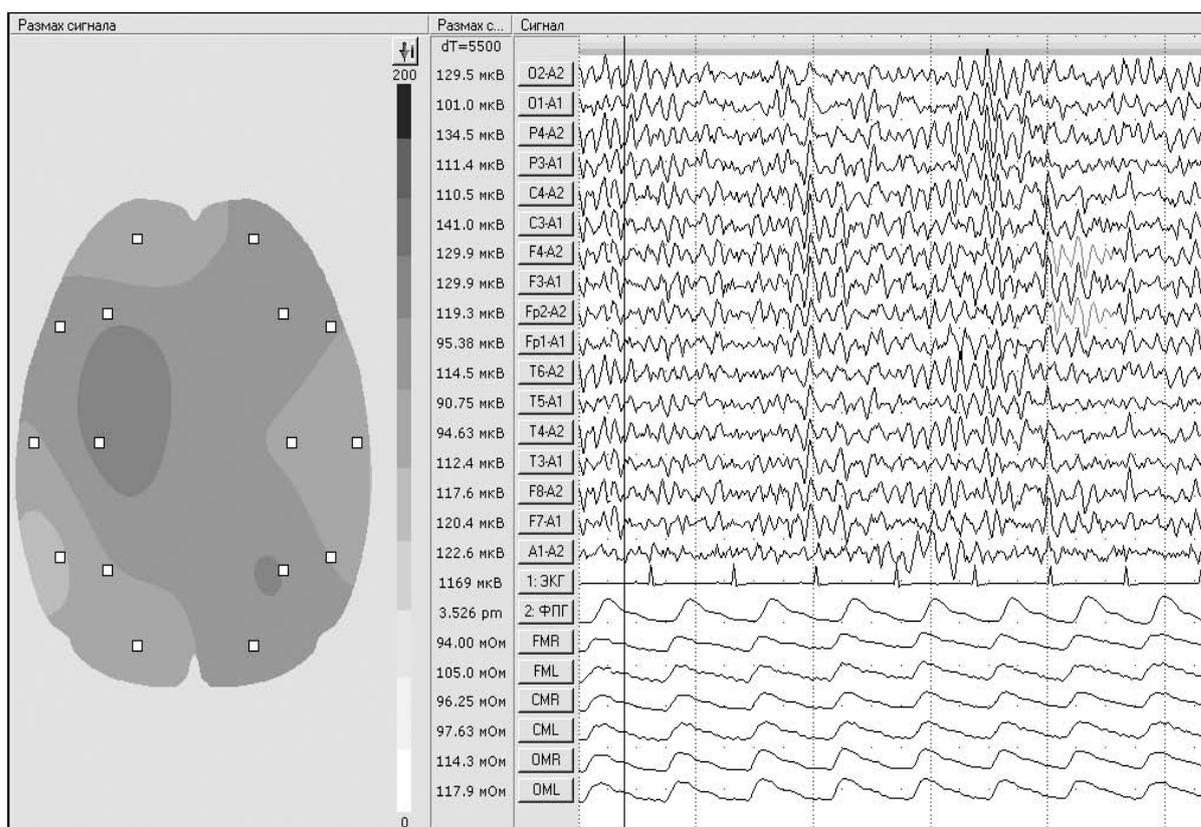


Рис. 32. Пример топографического картирования результатов расчета максимального размаха амплитуд ЭЭГ-сигналов, представленных на рис. 20.

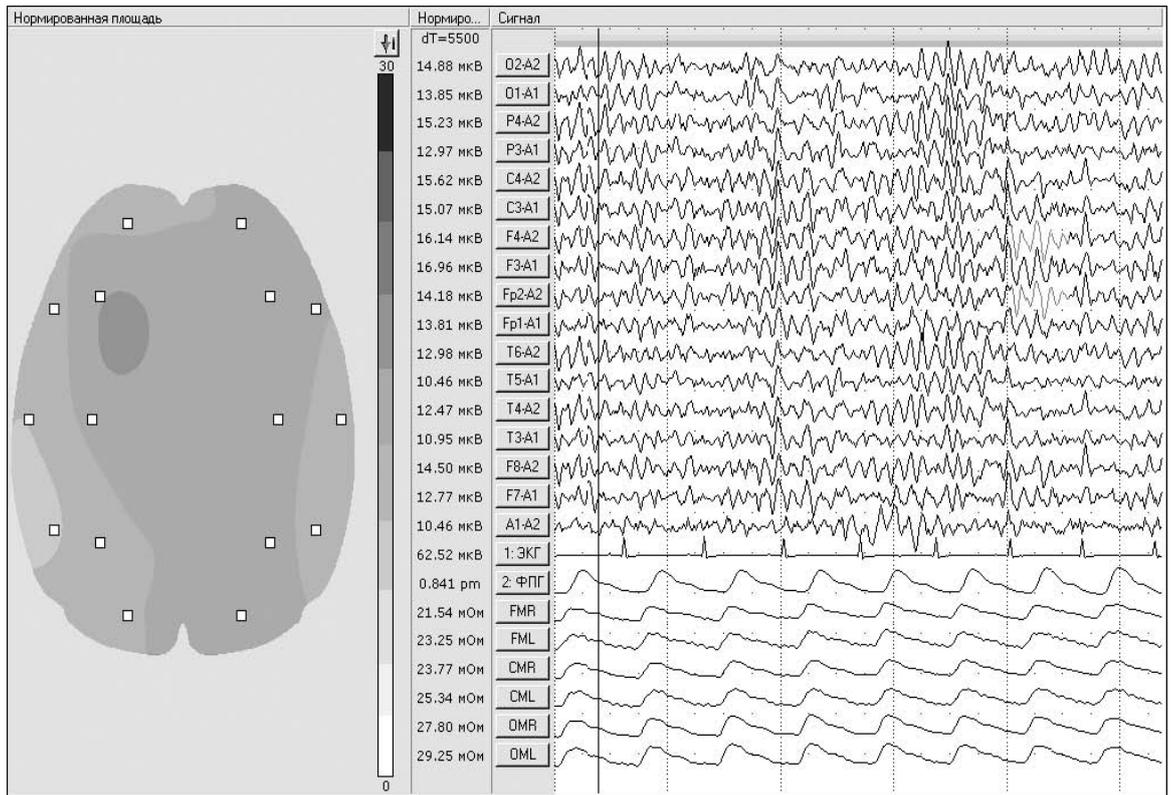


Рис. 33. Карта нормированной площади фрагмента ЭЭГ, представленного на рис. 20, демонстрирует наибольшую выраженность доминирующей активности в левой передневисочной области.

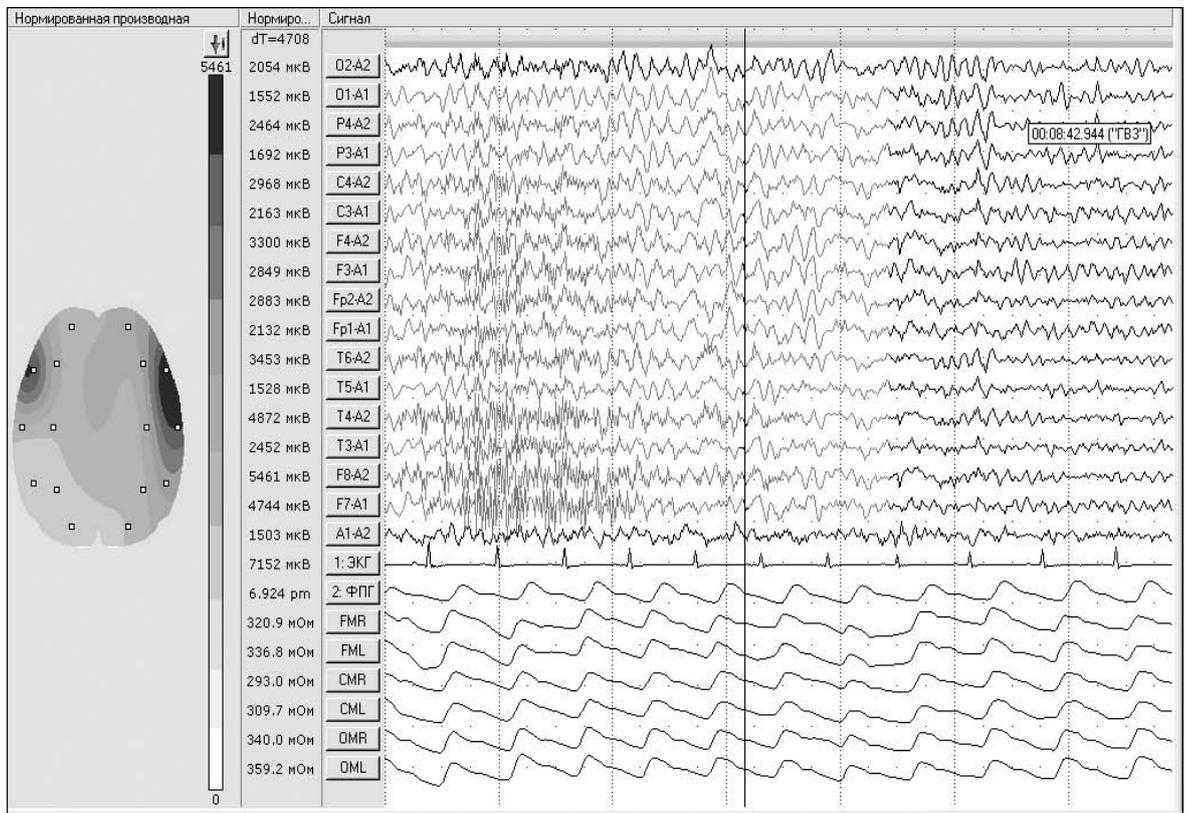


Рис. 34. Картирование нормированной производной наглядно показывает преобладание высокочастотной активности в височных областях мозга.

2.8.2. Амплитудное картирование по заданному количеству временных срезов

Амплитудное картирование временных срезов ЭЭГ, выбираемых через определенный временной интервал, представляет собой серию карт распределения мгновенных разностей потенциалов по поверхности головы. Временная развертка амплитудных карт позволяет оценить пространственную динамику событий на ЭЭГ. В режиме «Временная развертка» выбранный фрагмент ЭЭГ разбивается на равные отрезки времени, получаемые в результате деления длительности фрагмента ЭЭГ на заданное пользователем количество карт. Распределение амплитуд по каждому из этих временных срезов показывается в виде серии карт. Такое представление данных полезно при анализе возникновения и распространения некоторых стереотипных переходных феноменов в ЭЭГ, прежде всего эпилептиформных паттернов: спайков, комплексов спайк-волна и др. Временная развертка амплитудных карт позволяет выявить фокальность начала некоторых эпилептических разрядов, которые на «сырой» ЭЭГ выглядят как билатерально-синхронные, поскольку глаз без прицельного вымеривания не улавливает небольшой разницы развития событий на разных каналах в случаях их незначительного сдвига (миллисекунды).

Приведенный на рис. 35 пример демонстрирует выявление начала фокального эпилептического разряда. Пароксизмальная активность начинается в лобно-передневисочной области с правосторонней латерализацией.

На рис. 36 приведен пример временной развертки амплитудных карт для фрагмента ЭЭГ с пароксизмальной активностью. На амплитудных картах обращают на себя внимание два разнополярных фокуса выраженности амплитуд в центрально-теменной области с левосторонней латерализацией. На картах соседних временных срезов наблюдается смена полярности фокусов максимальной выраженности амплитуды. Это говорит о наличии поверхностного очага пароксизмальной активности, вызванного тангенциальным дипольным источником.

2.8.3. Картирование спектральных характеристик ЭЭГ

Частотные (спектральные) карты отображают результаты частотного анализа. Используется быстрое преобразование Фурье. С помощью спектрального анализа ЭЭГ-данные преобразуются в мощностные спектры. Спектры мощности подчеркивают пространственные различия, поскольку пропорциональны квадрату амплитуды. В связи с этим используется также амплитудный спектральный анализ, который вычисляется как корень квадратный из мощностного спектра.

Мы уже рассматривали пример ЭЭГ на рис. 36, демонстрирующий с помощью временной развертки амплитудных карт наличие поверхностного очага пароксизмальной активности. При спектральном анализе этого примера ЭЭГ (рис. 37) на картах спектральной плотности мощности ЭЭГ наблюдается фокус максимальной выраженности мощности тета-активности в центрально-теменной области слева. Карта максимумов функций кросс-корреляции (ККФ) каждого отведения ЭЭГ с опорным отведением С3 (для этого примера ЭЭГ) также подтверждает наличие локального очага между отведениями С3 и Р3 (рис. 38).

При когерентном анализе этого фрагмента ЭЭГ получены крайне низкие средние уровни когерентности отведения С3 со всеми отведениями (кроме F3, F7, T3) во всех частотных диапазонах (рис. 39). На топографических картах среднего значения уровня когерентности видно рассогласование межполушарных взаимодействий в центрально-височных областях мозга по всем частотным диапазонам.

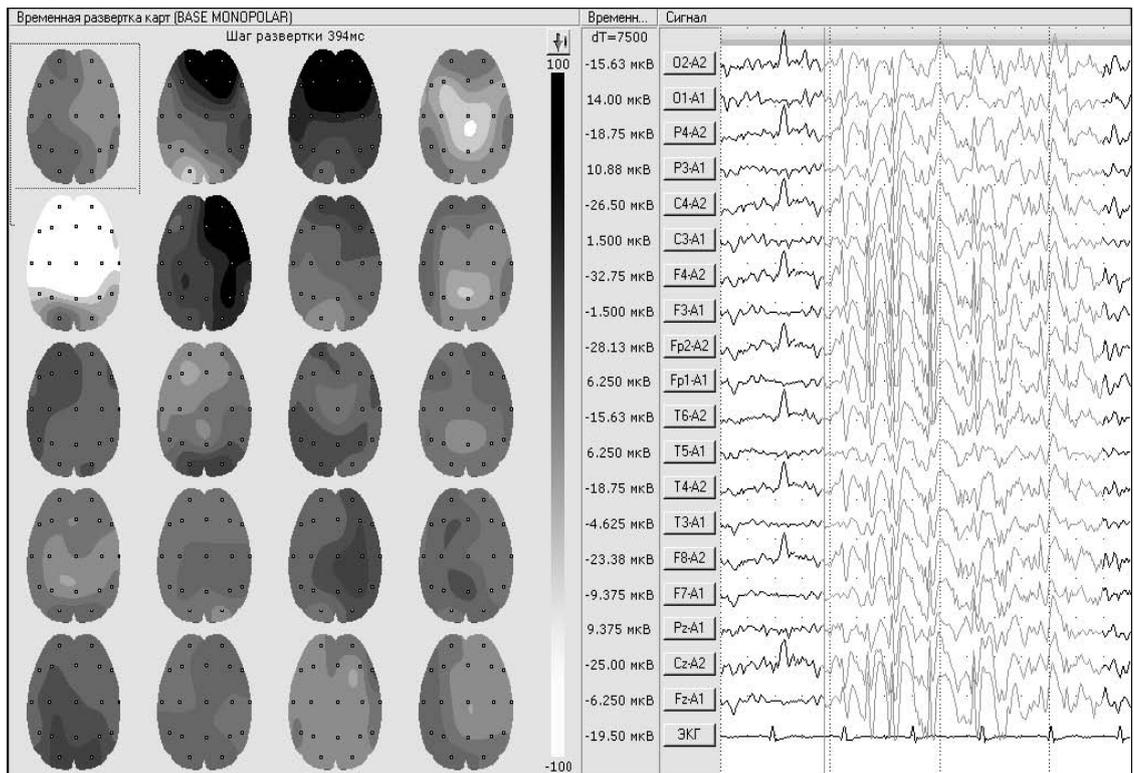


Рис. 35. Пример использования временной развертки топографических карт для выявления очага фокальной эпилептиформной активности.

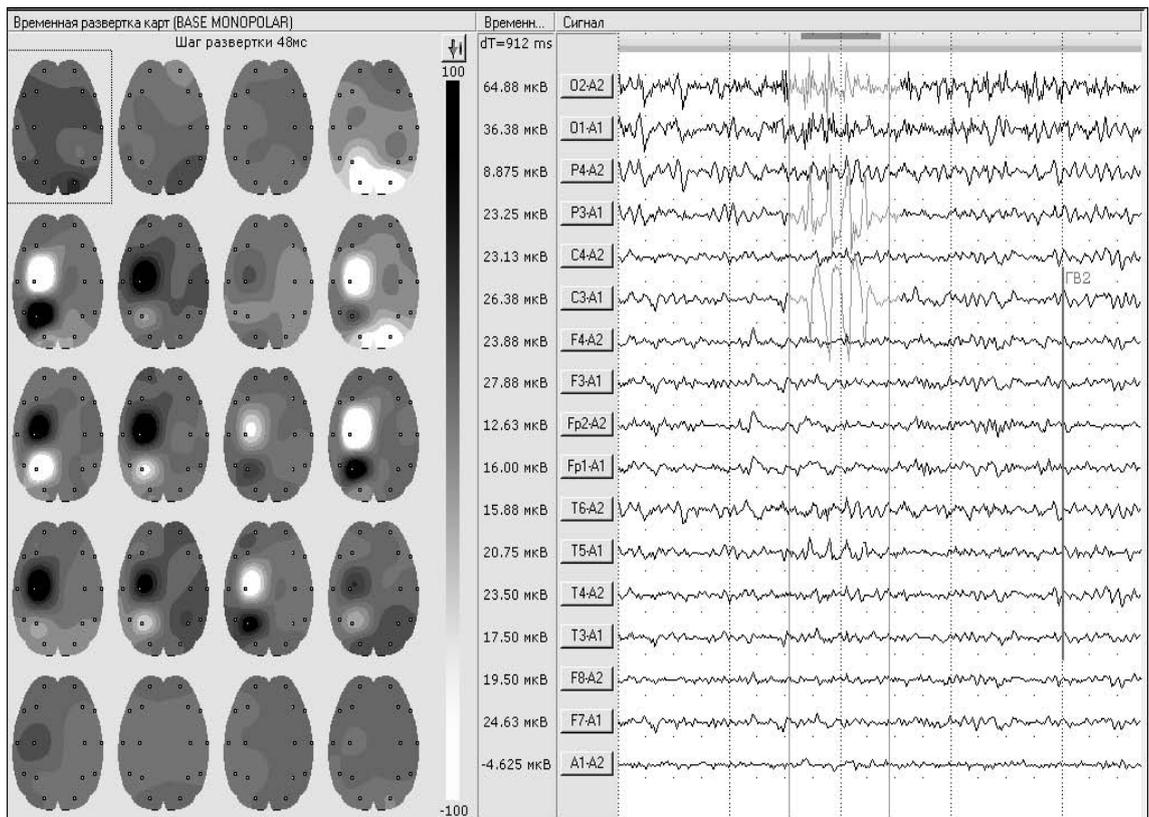


Рис. 36. Наличие разнополярных фокусов максимальной выраженности на амплитудных картах свидетельствует о существовании поверхностного очага пароксизмальной активности в центрально-теменной области слева у больного с эписиндромом.

2.8.4. Топоскоп

В электроэнцефалографах «Энцефалан» используется режим топоскопа для наблюдения изменений пространственно-мощностных характеристик ЭЭГ по различным частотным диапазонам. Топоскоп позволяет врачу контролировать как в процессе проведения исследования, так и в постреальном времени наличие фокусов патологической активности, межполушарную асимметрию, начало локализации и путь распространения вспышек и разрядов полиморфной и эпилептиформной активности.

Картирование параметров ЭЭГ в режиме топоскопа может производиться в соответствии с монополярной схемой отведений, средневзвешенной схемой отведений (Common Average Reference), схемой отведений от источника (Source Derivation) и схемой с усредненным референтом (Monopolar Common). Кроме того, в схеме «Monopolar Common» могут произвольно задаваться весовые коэффициенты по референтным электродам (левое ухо, правое ухо), что позволяет быстро просмотреть ЭЭГ, реконструируемую в соответствии с модифицированными монополярными схемами по Адамовичу относительно одного или другого референта. Это помогает распознать врачу ложную латерализацию или генерализацию. В режиме топоскопа реализовано двухмерное (рис. 40) и трехмерное представление топографических карт. Использование трехмерных моделей головы позволяет представлять более реалистичные топографические карты и обеспечивает просмотр в любом удобном для врача ракурсе (рис. 41).

На рис. 42 показан в режиме топоскопа фрагмент ЭЭГ, приведенный на рис. 36, с фокусом пароксизмальной активности в центрально-теменной области слева в тета-диапазоне. Топографическое картирование не претендует на высокую пространственную разрешающую способность, однако позволяет в реальном времени и при последующей обработке выявлять фокальные изменения, которые при визуальном анализе ЭЭГ не определяются, а также межполушарную асимметрию, начало локализации и путь распространения вспышек и разрядов полиморфной и эпилептиформной активности. Использование топографического картирования является стандартом для компьютерных электроэнцефалографов.

Как было отражено в предыдущих разделах, каждый из вариантов топографического картирования — картирование мощностного или амплитудного спектра, амплитудное картирование временных срезов (серия карт с заданным временным шагом), картирование амплитудного размаха, картирование нормированной площади и нормированной производной, картирование вторичных параметров (рассчитываемых по функциям АКФ, ВКФ, КОГ)— имеет свои особенности и области предпочтительного использования. Наиболее часто используется картирование мощностного спектра, характеризующее топическое распределение различных частотных диапазонов. Картирование амплитудных временных срезов ЭЭГ, содержащих значимые патологические феномены, целесообразно применять для уточнения локализации фокуса патологической активности.

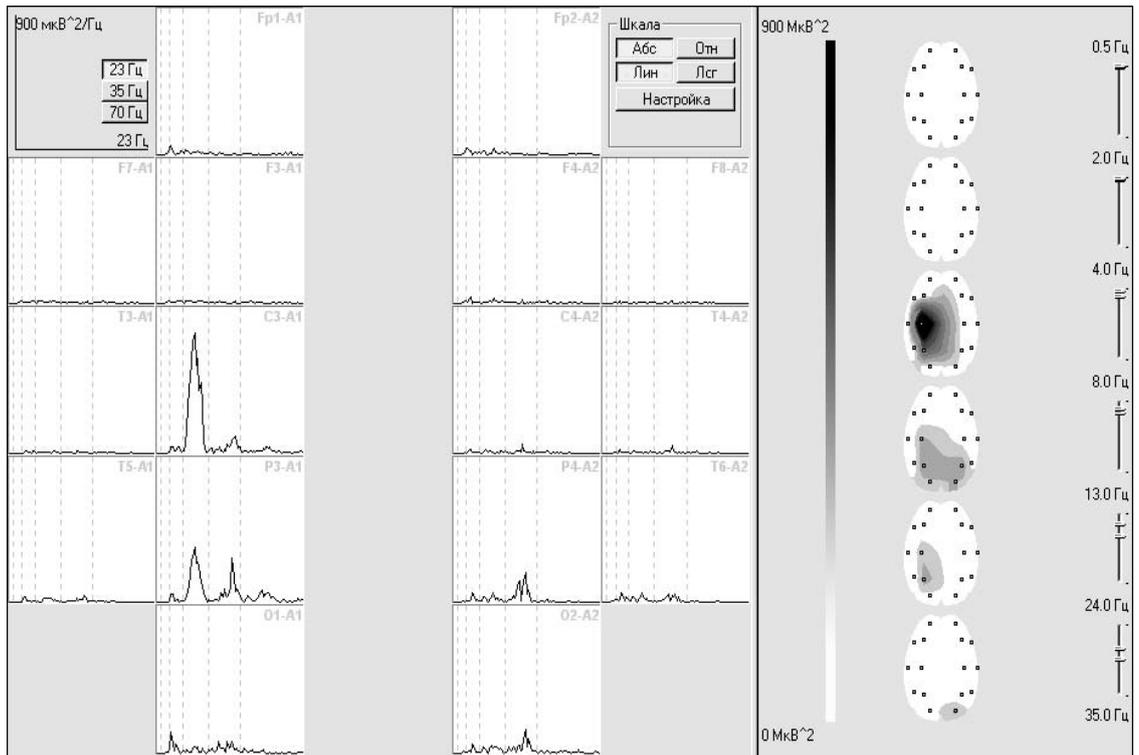


Рис. 37. Пример спектрограммы и карт спектральной плотности мощности для фрагмента ЭЭГ (см. рис. 36) больного с эписиндромом. На карте отчетливо выражен фокус тета-активности.

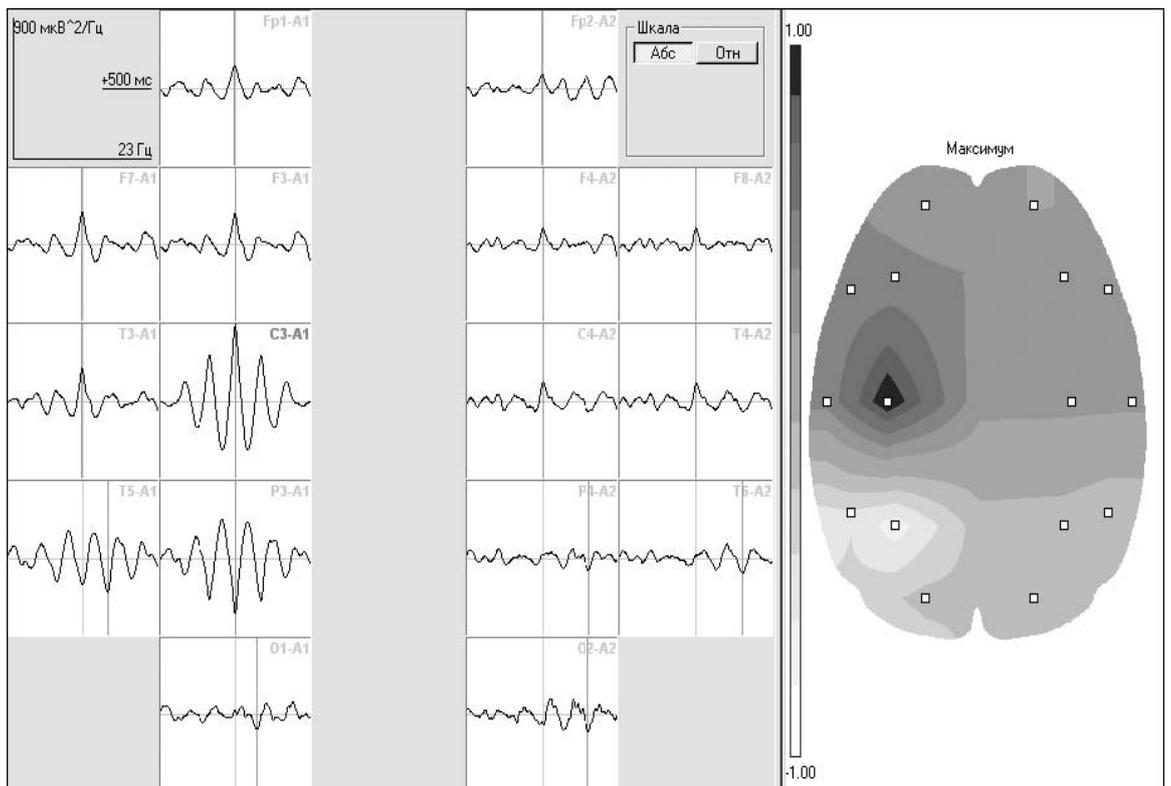


Рис. 38. На топографической карте присутствуют два разнополярных фокуса выраженности максимума ККФ в отведениях С3 и Р3.

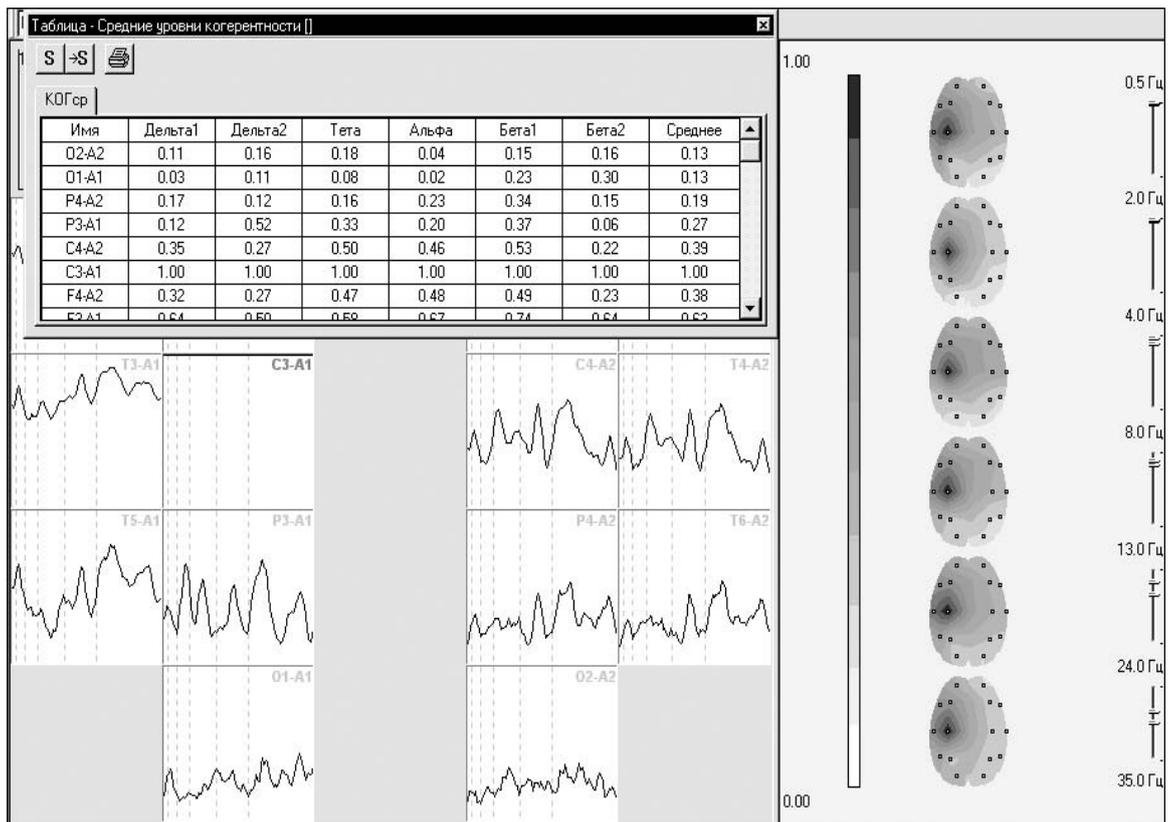


Рис. 39. Пример рассогласования межполушарных взаимодействий мозга по всем частотным диапазонам при наличии локального очага пароксизмальной активности.

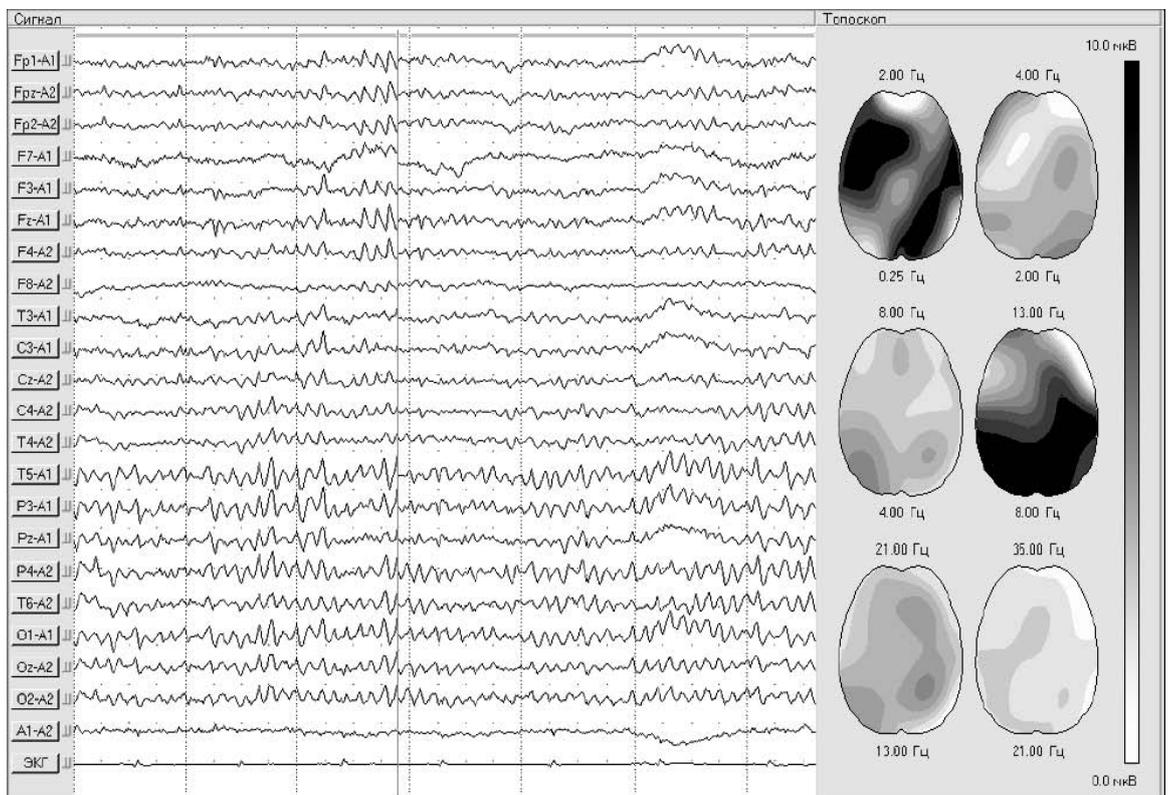


Рис. 40. Визуализация спектральных характеристик ЭЭГ на двумерных топографических картах в процессе реального съема.

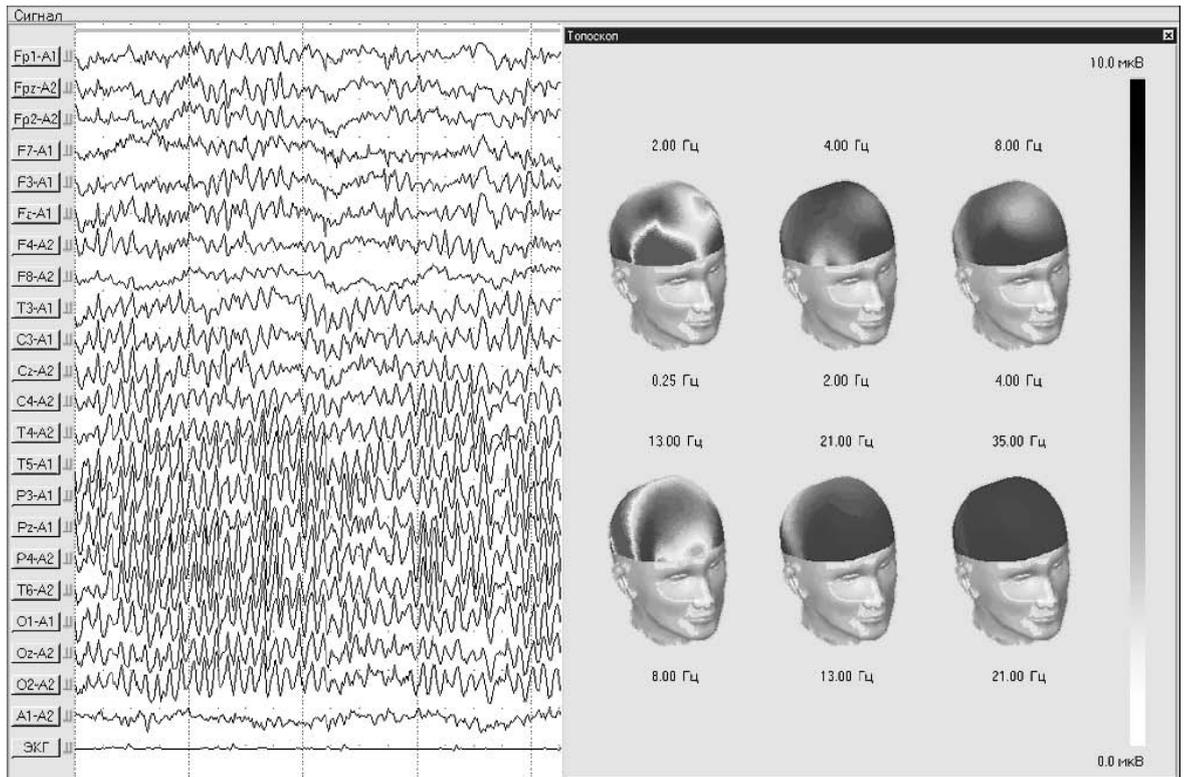


Рис. 41. Визуализация мощностных характеристик ЭЭГ-ритмов на трехмерных моделях ГОЛОВЫ.



Рис. 42. На трехмерной модели головы в тета-диапазоне хорошо видна локализация очага пароксизмальной активности при просмотре в топоскопе ЭЭГ больного с эписиндромом.

2.9. Автоматический поиск проявлений эпилептиформной активности и нестационарных фрагментов ЭЭГ

Автоматическое обнаружение феноменов эпилептиформной активности и участков различного рода нестационарностей в записи компьютерной ЭЭГ актуально для дифференциальной диагностики эпилепсии, при длительном исследовании различных видов умственной деятельности, измененных состояний сознания, сна и пр. Важно автоматически обнаруживать феномены на достаточно длительных интервалах ЭЭГ с тем, чтобы минимизировать временные затраты врача на рутинные операции по анализу данных при длительных исследованиях. Для того чтобы учитывать возрастные и индивидуальные особенности электроэнцефалограммы пациента, используется адаптивный алгоритм, подстраивающийся под исходную фоновую активность конкретного испытуемого. Выбранный врачом фоновый фрагмент используется программой автоматического поиска в качестве образца, характеристики которого в дальнейшем сопоставляются с данным, получаемыми в процессе проведения исследования.

Для поиска нестационарных фрагментов ЭЭГ-исследования, отличающихся от выбранного фрагмента фоновой записи в двух и более каналах ЭЭГ по заданным параметрам, используется метод детекции нестационарности — «Скачок и перераспределение энергии». Этот метод детекции нестационарности выявляет те участки, на которых синхронно произошли (хотя бы в двух смежных отведениях) резкие изменения мощности или частоты сигнала. Найденные нестационарные фрагменты могут содержать как артефакты, так и фрагменты ЭЭГ с полиморфной, очаговой или диффузной активностью любого частотного диапазона, выраженные как отдельными волнами, так и различными сочетаниями (комплексами) волн разных частотных диапазонов. Найденные нестационарные фрагменты выделяются цветом (рис. 43) и помещаются в список специальных фрагментов, которые можно просмотреть, проанализировать или при необходимости удалить из списка. С учетом того, что в оценке графоэлементов ЭЭГ присутствует элемент субъективизма, пользователю предоставлена возможность, изменением параметра «чувствительность» при выделении нестационарности, добиться выделения программным путем всех типичных фрагментов, которые являются нестационарными по мнению пользователя. Таким образом, пользователь может индивидуально настраивать параметры программы, при которых будут выделяться нестационарности, и в дальнейшем ими пользоваться. При необходимости пользователь может вернуть параметры условий выделения нестационарности, заданные по умолчанию. Наиболее актуален поиск нестационарности при осуществлении видеомониторинга при длительных ЭЭГ-исследованиях.

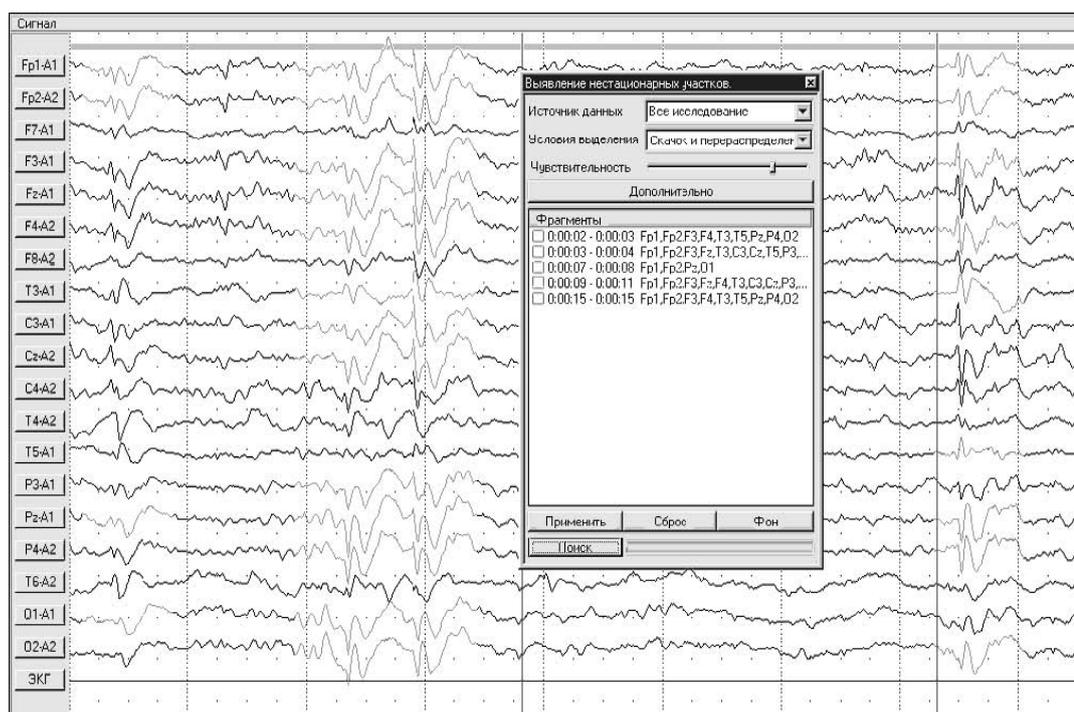


Рис. 43. Найденные фрагменты с пароксизмальной активностью выделяются цветом и помещаются в список специальных фрагментов.

3. СОВОКУПНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ЭЭГ И РЭГ

Сосудистые заболевания головного мозга, такие как дисциркуляторная энцефалопатия (ДЭ), вегетососудистые кризы, гипертонические церебральные кризы, транзиторные ишемические атаки, малые инсульты и т.д., являются актуальной проблемой современной медицины, т.к. ишемическая болезнь характеризуется снижением качества жизни, инвалидизацией и летальностью. Поэтому изучение различных аспектов нарушений мозгового кровообращения остается в центре внимания врача диагноста. Одним из вариантов развития методов диагностики является использование технологий, позволяющих объединить достоинства различных инструментальных методов исследования при их совокупном, одновременном использовании.

Электроэнцефалограф-анализатор «Энцефалан-131-03» впервые предоставляет для широкой клинической практики уникальную возможность одновременной регистрации и анализа электрической активности мозга (ЭЭГ) и параметров церебральной гемодинамики на основе реоэнцефалограммы (РЭГ). Это имеет большое значение при сопоставлении динамики показателей ЭЭГ и РЭГ в процессе проведения различных функциональных проб.

С точки зрения длительного мониторингирования показателей церебральной гемодинамики РЭГ является более выигрышным методом, т.к. он проще и удобнее остальных методов, включая доплерографию, не требует высокой квалификации обслуживающего персонала и дает интегральную оценку, а не характеристики конкретного сосуда. Существующее предубеждение, что импедансные методы используются только в России, а в западных странах они вытеснены ультразвуковыми и инвазивными методами, не совсем верно. Многие западные фирмы выпускают приборы, имеющие в своем составе реографические каналы для контроля кровообращения: «CardioScreen», «RheoScreen» («Medis», Германия), комплекс «RheoRon» (Венгрия), комплекс «Impedance Cardiography» (фирма ASK Ltd, Венгрия), комплекс «BioZ» («BioZSystem», США), импедансный кардиограф SORBA CIC-1000 – (SORBA Medical Systems, США), импедансный кардиограф BoMed NCCOM3 R-7 (BoMed Medical Manufacturing, США), Renaissance Technologies (США). Это обусловлено тем, что реографический (импедансный) метод имеет свои достоинства. Реографические способы контроля дают врачу преимущества быстрого неинвазивного анализа гемодинамики, позволяя обойтись без использования дорогих или небезопасных инвазивных методов. Все, что требуется для проведения мониторинга – это наложение на кожу пациента съемных регистрирующих электродов. В некоторых случаях полезно также дополнительно контролировать центральный и периферический кровоток, так как показатели центральной гемодинамики и периферического кровотока могут помочь выявить причины изменения мозгового кровотока, особенно в случаях неадекватной мозговой ауторегуляции.

Для повышения удобства визуального анализа разнотипных физиологических показателей применяется метод сжатого покадиоциклового представления, который сейчас используются в некоторых западных системах, правда, чаще всего только для анализа различных звеньев сердечно-сосудистой системы. Данный методический прием рассматривается западными фирмами как революционный подход в медицинских технологиях (a truly revolutionary advance in medical technology). Такая форма представления очень удобна, т.к. в сжатом виде в едином временном масштабе иллюстрирует взаимоотношения между показателями, характеризующими различные взаимозависимые системы организма.

На рисунке 44 представлено сопоставление физиологических сигналов (ЭЭГ, РЭГ, ЭКГ, ФПГ) пациентки с дисциркуляторной энцефалопатией в процессе регистрации исходного фона и пробы с гипервентиляцией. Заметно выраженное ухудшение сигналов ЭЭГ и РЭГ, в частности, снижение пульсового кровенаполнения мозговых сосудов (РИ РЭГ) и появление пароксизмальных вспышек полиморфной медленно-волновой активности на ЭЭГ.

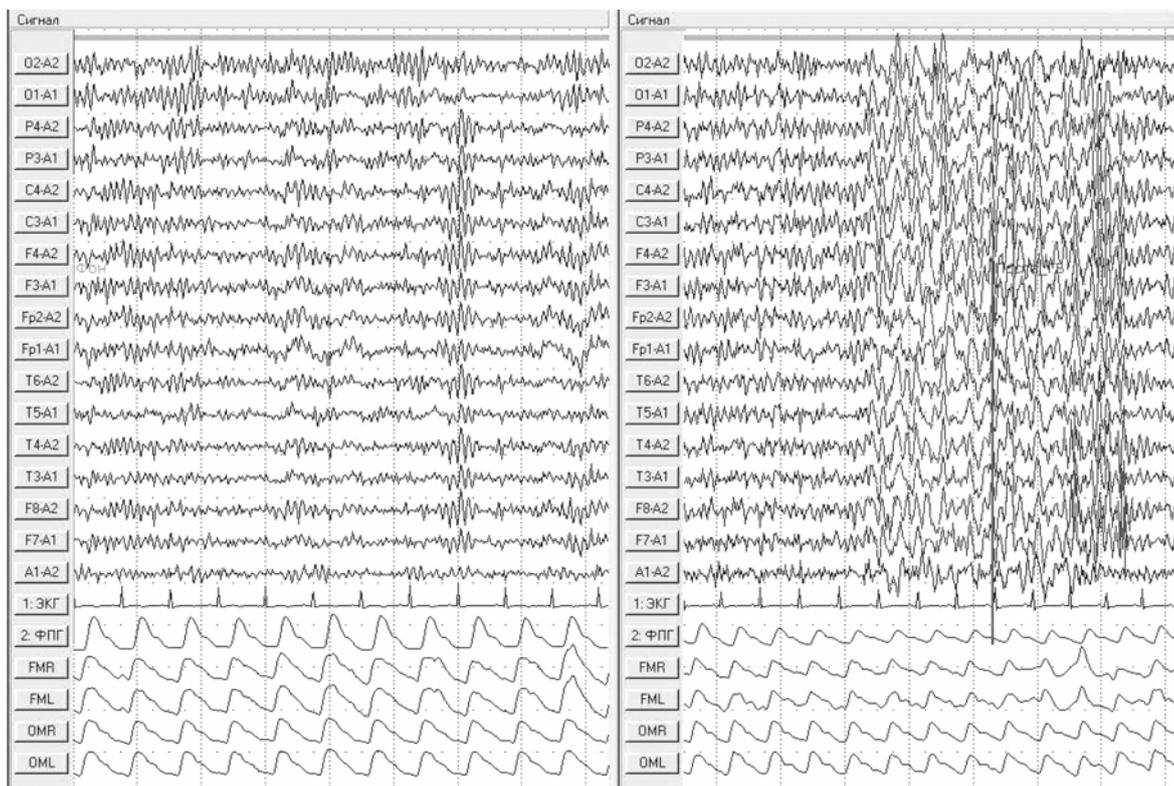


Рис. 44. ЭЭГ пациентки с проявлениями снижения порога судорожной готовности при гипервентиляции. Слева – ЭЭГ, ЭКГ, ФПГ, РЭГ в фоне, справа – те же физиологические сигналы при гипервентиляции на 3-й минуте (на скорости развертки 15 мм/с).

Следующий рисунок (рис. 45) представляет покардиоцикловую динамику физиологических показателей, отражающую тенденции изменения физиологических показателей в гораздо более сжатом виде, чем нативные физиологические сигналы. Заметно выраженное ухудшение физиологических показателей, относящихся к разным системам организма на провоцирующее воздействие. Но раньше всего изменения коснулись мозгового кровообращения: уже через 30–40 секунд после начала гипервентиляции (ГВ) начал значительно уменьшаться реографический индекс РЭГ, и только на 3-й минуте гипервентиляции возникли существенные ухудшения на ЭЭГ — резкое повышение медленноволновой активности с пароксизмальными проявлениями, резкое снижение уровня альфа-активности. Скорее всего ухудшение показателей ЭЭГ было спровоцировано существенным (более чем на 35 %) и продолжительным ухудшением показателей церебральной гемодинамики.

В такой форме представления более явно видна значимость изменений количественных показателей ЭЭГ, а также то, что изменения отразились и на других сигналах: повысился тонус периферических сосудов (амплитуда ФПГ снизилась), увеличилась ЧСС, на время гипервентиляции произошло нарастание по сверхмедленной мозговой электрической активности, которая отражает уровень метаболической активности.

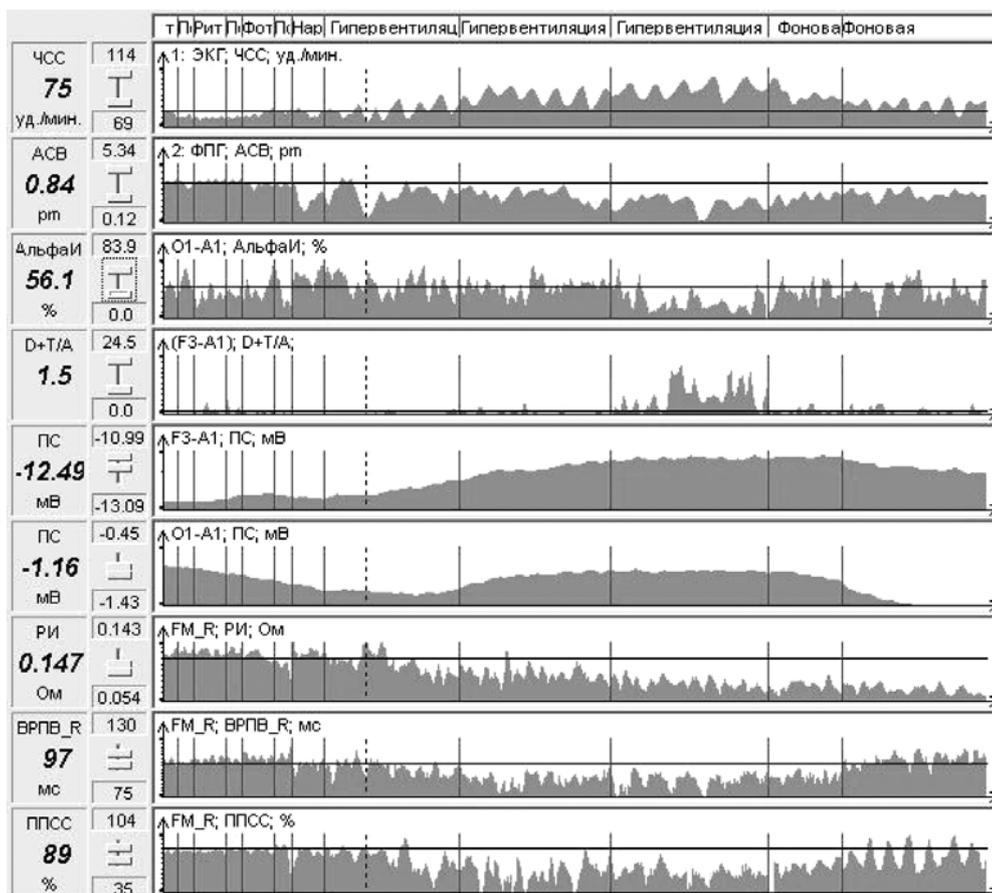


Рис. 45. Тренды физиологических показателей (ЧСС, АСВ ФПГ, Альфа-индекс, дельта+тета/альфа мощность, ПС O1, ПС O2, РИ РЭГ, ВРПВ РЭГ, ППСС РЭГ) при выполнении пробы на гипервентиляцию по сравнению с фоном у пациентки с проявлениями снижения порога судорожной готовности.

В работе Ронкина М.А. и Максименко И.М. (Эпилепсия и сосудистый фактор. // Труды II Восточно-европейской конференции «Эпилепсия и клиническая нейрофизиология». Гурзуф. 2000г.) отмечается, что одной из возможных причин, определяющих патогенез судорожного синдрома при эпилепсии, особенности его клинического проявления, прогноз, а также механизмы реализации, является состояние церебральных сосудов и периодически наступающие, в силу различных причин, гемодинамические сдвиги. В некоторых случаях (рис. 46) наблюдается очень сильное снижение реографического индекса, предшествующее появлению выраженных медленно-волновых проявлений на ЭЭГ

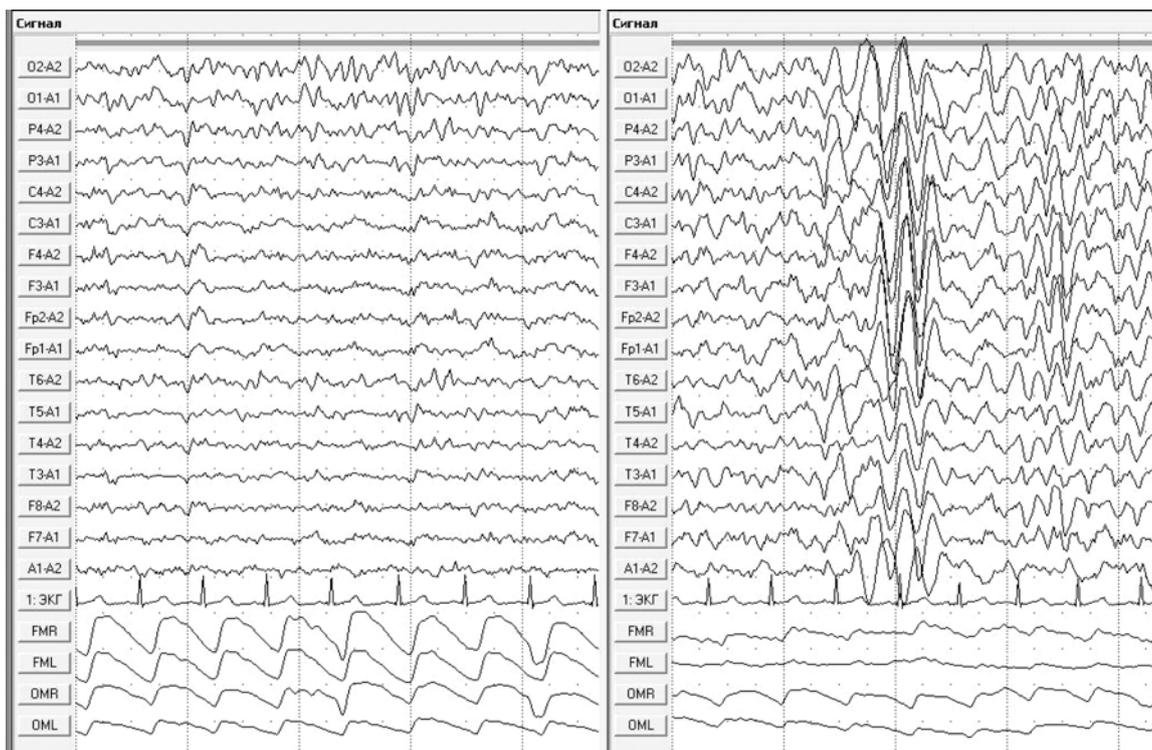


Рис. 46. Пример резкого уменьшения РИ церебральных сосудов во время гипервентиляции с последующим возникновением пароксизмальных медленно-волновых вспышек. Слева – исходное фоновое состояние. Справа – гипервентиляция.

При наличии специфических эпилептиформных комплексов типа «спайк-волна» может наблюдаться противоположная тенденция (см. рис. 47, 48, 49).



Рис. 47. Слева – исходный фон, справа – проба на гипервентиляцию.

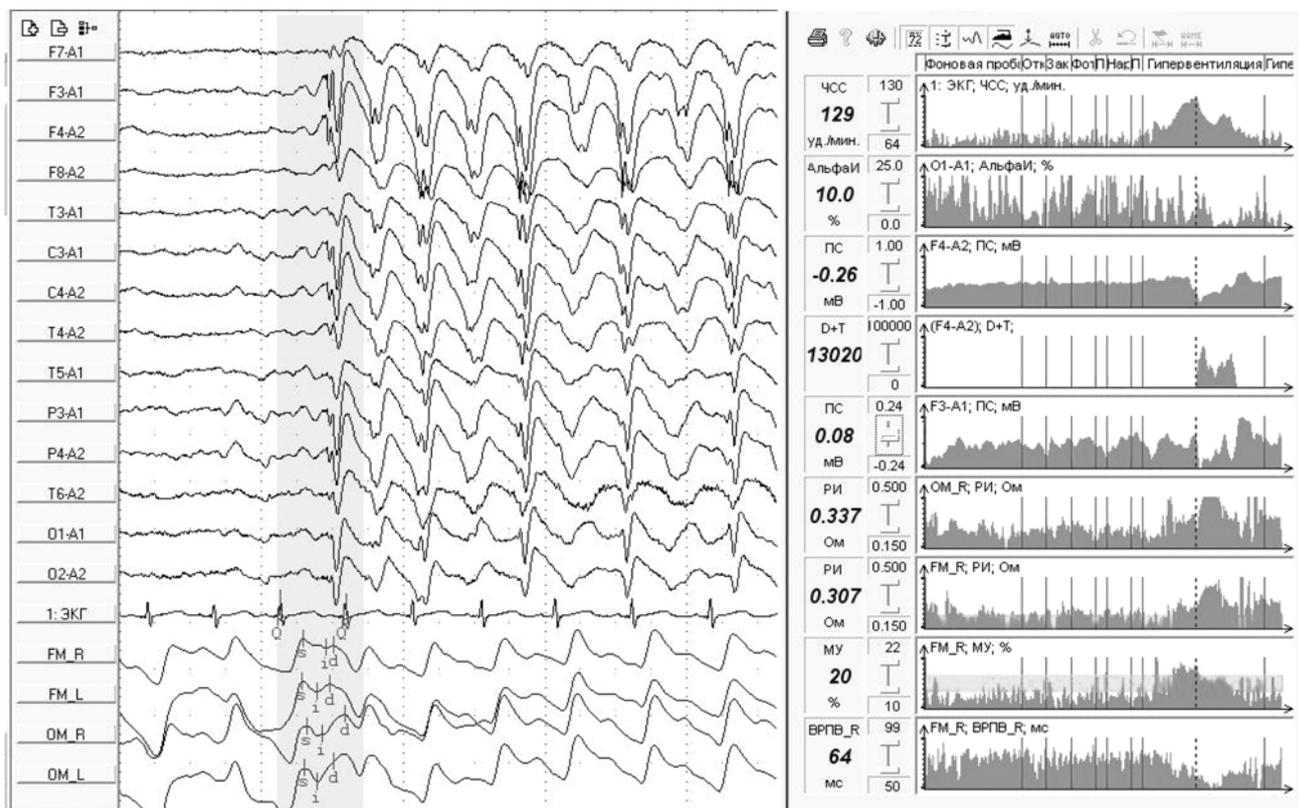


Рис. 48. Слева – нативные физиологические сигналы, справа – тренды покардиоцикловой динамики расчетных физиологических показателей.

На следующем рисунке (Рис. 48) на одной экранной форме представлено сопоставление сигналов ЭЭГ, РЭГ, ЭКГ (слева) с трендами физиологических показателей (справа) при выполнении пробы на гипервентиляцию с развившейся вспышкой эпилептиформной активности.

Видно, что началу вспышки соответствовало пиковое значение ЧСС, за 20 секунд до вспышки началось изменение тонуса магистральных артерий и повышение пульсового кровенаполнения, скорость нарастания которого с началом эпилептиформной вспышки значительно увеличилась. Наблюдаются следующие изменения физиологических показателей:

- ЧСС повышается с 1-й минуты ГВ, пик ЧСС перед эпилептиформной вспышкой.
- Альфа-ритм с началом ГВ уменьшается, а с началом эпилептиформной вспышки исчезает.
- Эпилептиформная вспышка отражается резким возрастанием «дельта+тета» по ЭЭГ-отведению F4, которое соответствует «фокусу» патологической активности.
- ПС по F4 значимо уменьшается перед и во время эпилептиформной вспышки, означая значительные энергетические затраты, причем смещение ПС по F4 существенно выше, чем по F3, где эпилептиформная вспышка выражена слабее.
- Пульсовое кровенаполнение по обоим полушариям перед вспышкой возрастало (несмотря на ГВ), с началом вспышки лавинообразно выросла (справа, со стороны доминирования вспышки выросла до 0,6 Ом).
- Модуль упругости возрастает, а ВРПВ РЭГ снижается, что характеризует повышение тонуса магистральных артерий.

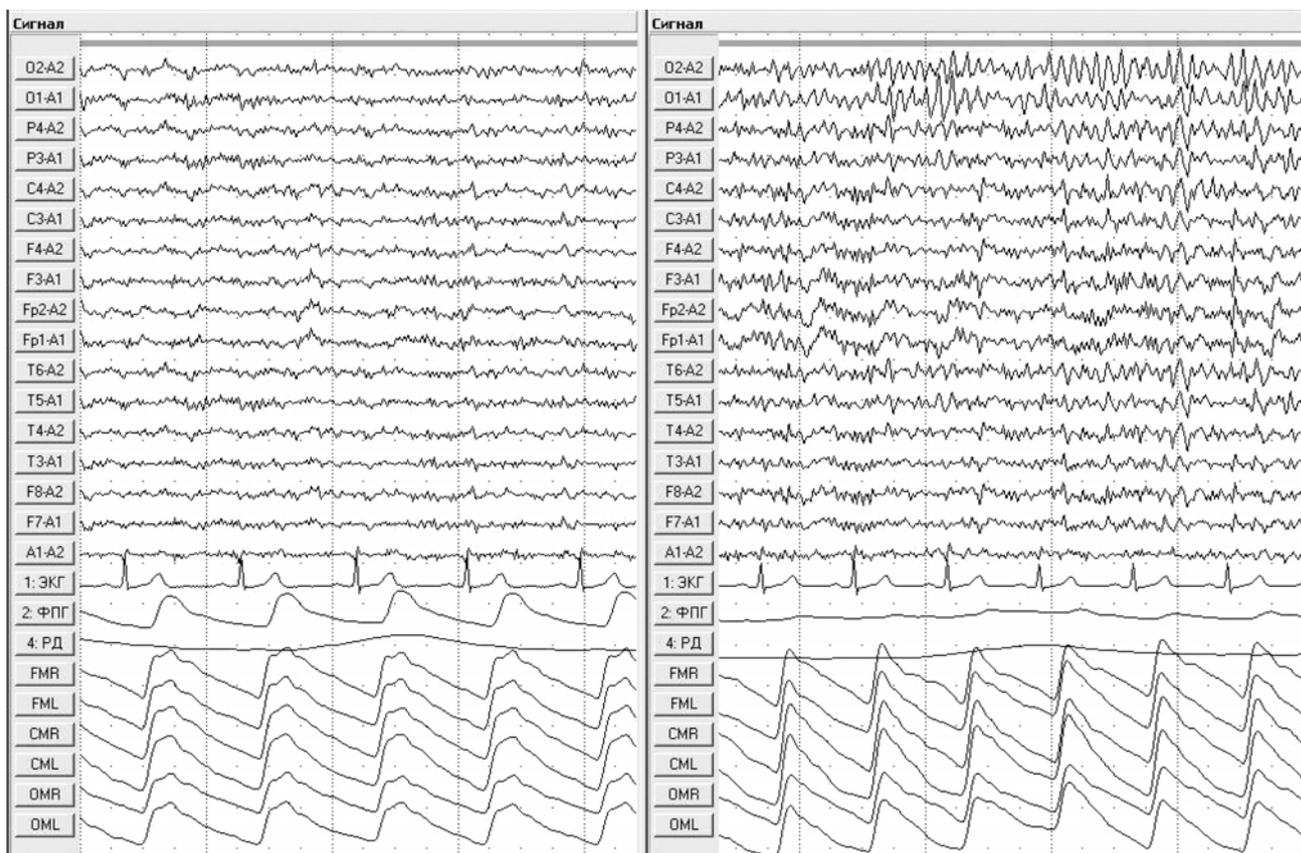


Рис. 49. Вид сигнальной панели по пациенту с проявлениями нормализации сигналов ЭЭГ и РЭГ при гипервентиляции. Слева – ЭЭГ, ЭКГ, ФПГ, РЭГ, дыхание в исходном фоновом состоянии, справа – те же физиологические сигналы при гипервентиляции на 3-й минуте.

В ряде случаев, при исходно нарушенных показателях ЭЭГ и РЭГ (исходное фоновое состояние) проба на гипервентиляцию приводила к нормализации по РЭГ, проявляющейся в повышении пульсового кровенаполнения и снижении тонуса мозговых сосудов и нормализации ЭЭГ (рис. 49), проявляющейся в повышении альфа-индекса, нормализации зональных различий. Такой тип реактивности можно расценивать как наличие у пациента неправильно сформированного дыхательного паттерна (поверхностное и учащенное дыхание), приводящее к нарушению газового состава крови. В этом случае могут быть рекомендованы немедикаментозные реабилитационные процедуры с использованием метода биологической обратной связи (БОС) по формированию дыхательного паттерна с измененными параметрами дыхательного цикла (повышение длительности и глубины дыхательного цикла, повышение отношения длительности фазы выдоха к фазе вдоха).

Тренды физиологических показателей по этому исследованию представлены на рис. 50.

В модификациях электроэнцефалографов с возможностью РЭГ-исследований предусмотрен съем до 6 отведений РЭГ с рекартированием и представлением покардиоциклового динамики показателей мозгового кровотока. Результаты обработки представляются в виде гистограмм, спектрограмм и таблиц количественных показателей. На основании количественных расчетов производится автоматическая генерация протокола по исследованию (рис. 51). Такой же анализ может проводиться и по совокупным ЭЭГ-РЭГ исследованиям.

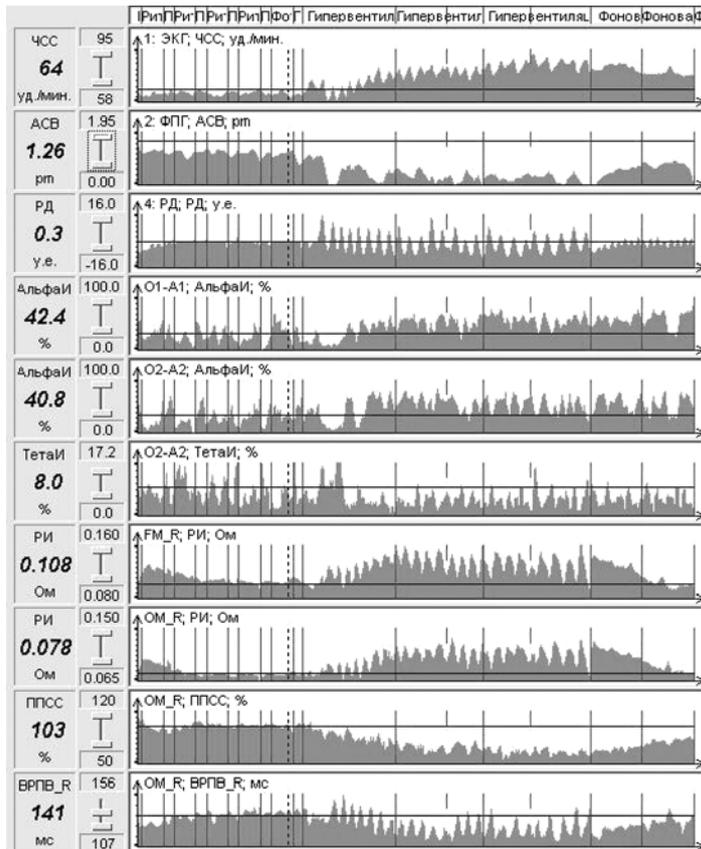


Рис. 50. Тренды физиологических показателей (ЧСС, ФПГ, дыхание, альфа-индекс по ЭЭГ, РИ РЭГ, ВРПВ РЭГ) при выполнении пробы на ГВ по сравнению с фоном у пациента с проявлениями нормализации сигналов ЭЭГ и РЭГ при гипервентиляции.

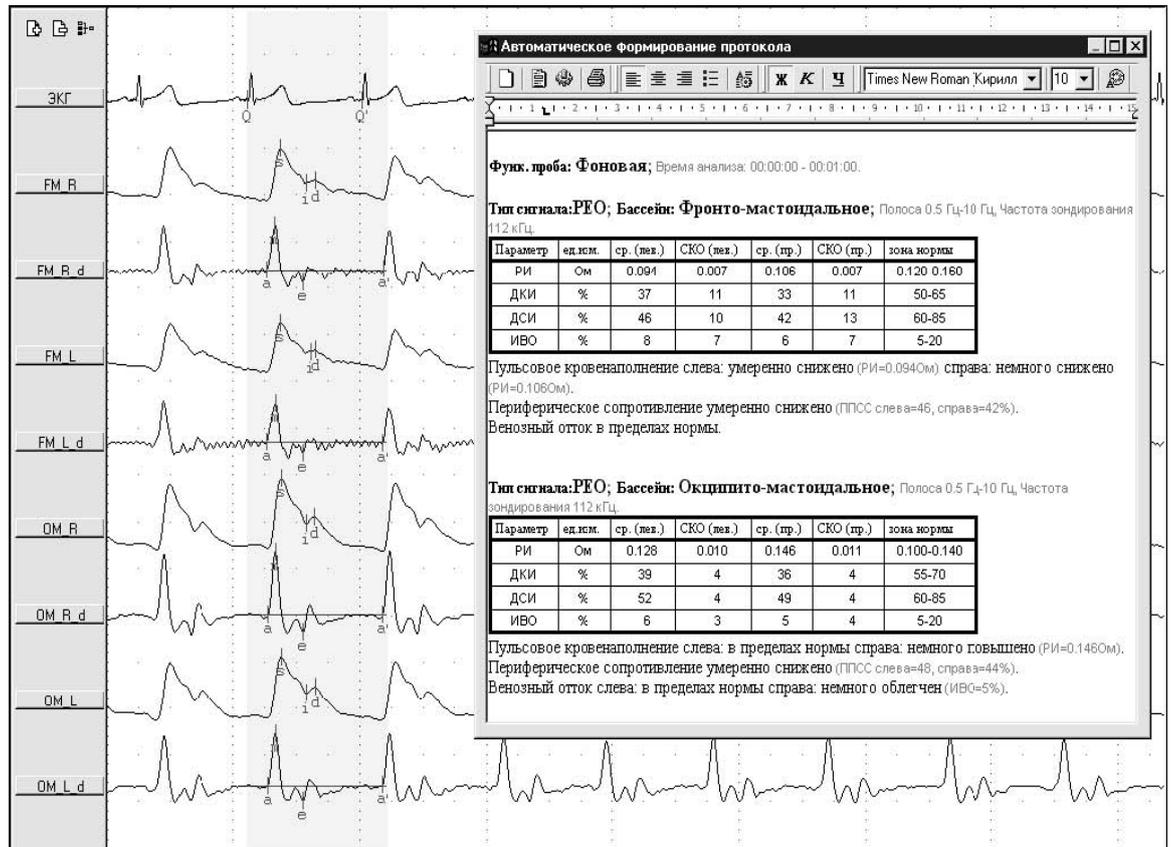


Рис. 51. Автоматическое формирование описания РЭГ-исследования с характеристикой пульсового кровенаполнения, тона резистивных сосудов и венозного оттока.

Таким образом, для расширения возможностей дифференциальной диагностики неврологических заболеваний целесообразно проведение исследований с синхронно регистрируемыми сигналами ЭЭГ, РЭГ, ЭКГ и сверхмедленной активности. Предлагаемая технология работы на электроэнцефалографе «Энцефалан-131-03» и реализованные в нем программно-методические возможности обеспечивают такие исследования без особого усложнения исследования и без увеличения его продолжительности. Получаемые результаты дают информацию о разных аспектах функционального состояния головного мозга, включая адаптационные возможности головного мозга и адекватность мозговой ауторегуляции церебральной гемодинамики на проводимые провоцирующие функциональные пробы. Применение в клинической практике совокупных ЭЭГ и РЭГ исследований с помощью электроэнцефалографа «Энцефалан-131-03» позволяет повысить качество диагностики и терапии больных с эпилепсией и другими сосудистыми и нервными заболеваниями.

4. АНАЛИЗ СВЕРХМЕДЛЕННОЙ АКТИВНОСТИ

Базисная роль сверхмедленных физиологических процессов в механизмах нейрогуморальной и биохимической регуляции нормальных и патологических состояний человека является общеизвестной. Обосновано ее значение в мозговых механизмах организации психической и двигательной деятельности, а также в механизмах межорганного и межсистемного взаимодействия. Сверхмедленная активность (СМА) головного мозга — собирательное понятие, использующееся при описании динамики потенциалов головного мозга в частотной полосе от 0 до 0,5 Гц. Сверхмедленные процессы разбиваются на частотные диапазоны по аналогии со спонтанной биоэлектрической активностью мозга. Выделяют следующие диапазоны: дзета-волны с периодом от 2-4 до 12 с, тау-волны — от 12-15 до 60 с, эпсилон-волны — от 1 до 3-5 мин, омега-потенциал — постоянный потенциал (ПП).

СМА является практически единственным электрофизиологическим методом, позволяющим оценивать величину церебральных энергозатрат (Фокин с соавт., 1993). В отличие от электроэнцефалограммы и вызванных потенциалов, характеризующих преимущественно деятельность оперативной системы обработки информации, СМА связана с деятельностью стационарной системы управления нейрофизиологическими процессами. Нарушения метаболизма играют важную роль в развитии сосудистых и атрофических заболеваний мозга, эпилепсии и влияют на течение невротических расстройств. Имеются данные об успешном использовании пробы Штанге одновременно с регистрацией сверхмедленных физиологических процессов при изучении патофизиологических механизмов энергодефицитных состояний, проявляющихся симптомокомплексом астено-вегетативных и астено-невротических расстройств.

Однако на СМА, регистрируемой со скальпа, могут отражаться не только сверхмедленные процессы церебрального генеза, но и другие физиологические сигналы (электроокулограмма — ЭОГ, проявления кожно-гальванической реакции — КГР, пневмограмма — ПГ). Для корректного анализа СМА необходимо дифференцировать проявления этих возможных составляющих в суммарном регистрируемом сигнале. Влияние физиологических сигналов немозгового происхождения может быть минимизировано с помощью математического алгоритма, идентифицирующего общие составляющие в СМА и одновременно с ней регистрируемых дополнительных сигналах, таких как ЭОГ и КГР. Но КГР может иметь различную представленность и фазовые характеристики в различных участках тела и головы, что затрудняет их правильную дифференциацию. Определенным аналогом КГР являются значения подэлектродных сопротивлений ЭЭГ-электродов, измеряемых на переменном токе синхронно с СМА с той же самой частотой дискретизации (5 Гц). Таким образом, в электроэнцефалографе имеется возможность контролировать временную динамику КГР-составляющих и их пространственное распределение, что позволяет выделить в СМА составляющие церебрального генеза и представить их в топическом виде для визуального анализа, дальнейшей интерпретации процессов метаболизма и оценки величины церебральных энергозатрат.

Нестационарные проявления сверхмедленных процессов могут частично отражаться и на ЭЭГ, чаще всего они возникают в результате вегетативной реакции при психоэмоциональном напряжении. У некоторых возбудимых пациентов такого рода реакция проявляется на любое афферентное воздействие.

Электроэнцефалографы «Энцефалан» позволяют регистрировать сверхмедленную активность и анализировать её одновременно с ЭЭГ и другими регистрируемыми физиологическими показателями. На рис. 52 показаны две взаимосвязанные панели в разных временных масштабах. На

левой панели представлены нативные физиологические сигналы — ЭЭГ, ЭКГ, КГР (вертикальные линии соответствуют секундным меткам), а на правой — динамика СМА и подэлектродных сопротивлений по всем ЭЭГ-электродам (вертикальные линии правой панели соответствуют 10-секундным меткам). На этом примере СМА проявляется преимущественно в лобно-височных и затылочных отведениях в виде волн с периодом от 3 до 10 секунд. На ЭЭГ также отразилось влияние первых нескольких колебаний этого процесса. На топографической карте дельта-диапазона эти волны имеют характерную топику — повышение выраженности по периферии скальпа. Возможность одновременного просмотра ЭЭГ и СМА позволяет сопоставить изменения этих сигналов при различных состояниях и на различные воздействия. Период ритмических колебаний СМА находится в определенной зависимости как от функционального состояния человека, так и от выполняемых им действий (рис. 53). Например, при выполнении задержки дыхания (проба Штанге) наблюдались волны с периодом 12-16 с, последствие после пробы Штанге характеризовалось волнами с периодом 6 с, при выполнении арифметического задания «обратный счет» период волн изменился до 10-11 секунд. Эти волны никак не связаны с дыханием, что хорошо видно по пневмограмме (второй график сверху). Заметна некоторая корреляция между тонусом резистивных сосудов (амплитуда пальцевой фотоплетизмограммы ФПГ — на третьем графике снизу) и уровнем постоянного потенциала головного мозга (два нижних графика). Резкое повышение тонуса сопровождалось снижением уровня постоянной составляющей СМА.

Поскольку многие неврологические заболевания связаны с нарушением трофики, обменных процессов, неадекватного обеспечения кислородом и питательными веществами, одновременная регистрация СМА и РЭГ наряду с ЭЭГ может способствовать лучшему пониманию патологических процессов и выработки диагностических критериев для раннего выявления соответствующих нарушений.

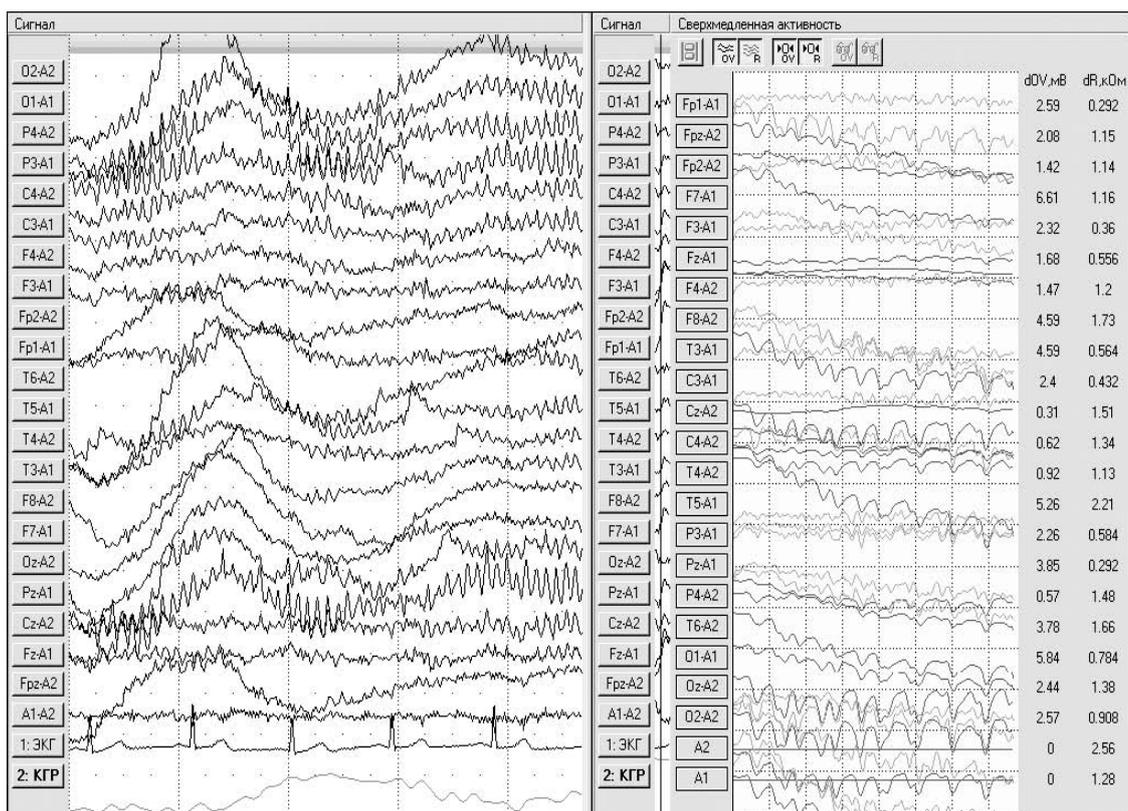


Рис. 52. Слева представлен фрагмент ЭЭГ. Справа на графиках СМА видно снижение ее уровня с частотой колебаний 0,1 Гц преимущественно в лобно-височных и затылочных отведениях. Начало ритмических проявлений на СМА отразилось и на ЭЭГ.

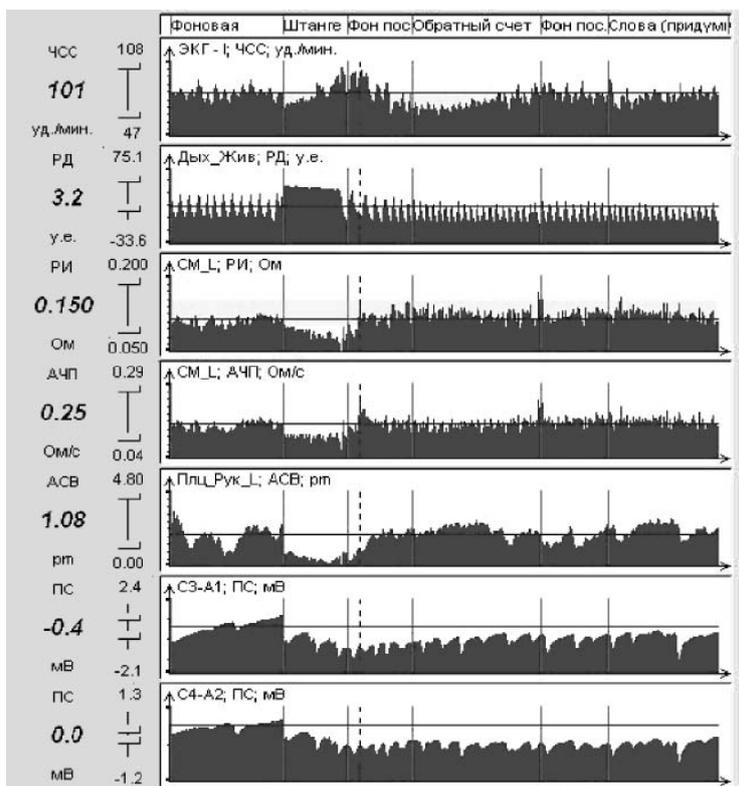


Рис. 53. Синхронная регистрация СМА различных физиологических показателей в процессе выполнения некоторых функциональных проб. Сверху вниз: ЧСС; пневмограмма (РД — рекурсия дыхания); РИ — реографический индекс РЭГ; АЧП — амплитудно-частотный показатель РЭГ; АСВ — амплитуда систолической волны ФПГ; ПС — сверхмедленная активность левого и правого центральных отведений (С3, С4).

5. ТРЕХМЕРНАЯ ЛОКАЛИЗАЦИЯ ИСТОЧНИКОВ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МОЗГА

Здесь приводится лишь краткое описание функциональных возможностей программы «Энцефалан-3D», реализующей этот метод. Для локализации источников электрической активности мозга в программе за основу взята однородная модель головы с поправочными коэффициентами, но также возможно использование и трехслойной модели (Ary et al., 1981; Musha et al., 1987).

Программой производится обработка фрагментов ЭЭГ, выбранных для локализации, и сохранение результатов локализации в картотеке ЭЭГ-исследований. Реализована возможность просмотра результата локализации каждого фрагмента в отдельности (рис. 54). Контроль процесса локализации проводится с использованием графика оценки точности. В случае однодипольной модели наблюдать за поведением диполя удобно по кривым его перемещения во времени в трех стандартных проекциях (рис. 55). Здесь же представлена динамика изменения энергии диполя. Представление динамики изменения координат диполя, его энергии и точности в виде графиков облегчают интерпретацию трассы, позволяют выявить моменты переключения диполей, например, при наличии зеркальных очагов. Имеется возможность предварительного контроля адекватности используемой дипольной модели текущему распределению потенциального поля. Это позволяет ускорить процесс трассировки выбранного фрагмента записи, не производя расчет на тех временных срезах, на которых определяется заведомое несоответствие модели. Адекватность выбранной модели проверяется на каждом временном срезе по количеству явно выраженных фокусов. Программа локализации извещает исследователя обо всех несоответствиях выбора, после чего процесс может быть приостановлен и модель скорректирована.

В программе производится контроль и локализация глазодвигательных артефактов. Для этого при наличии окулографической активности в зоне глазных яблок устанавливаются два стационарных диполя. Использование смешанной модели с двумя стационарными диполями позволяет получить более компактное дипольное облако с меньшим влиянием окулографических артефактов. Однако расчет по смешанной трехдипольной модели занимает значительно больше времени, чем по однодипольной. Поэтому на фрагменте ЭЭГ с электроокулограммой вначале надо устранить влияние окулограммы методом автоматического подавления артефактов, а потом применить однодипольную модель локализации.

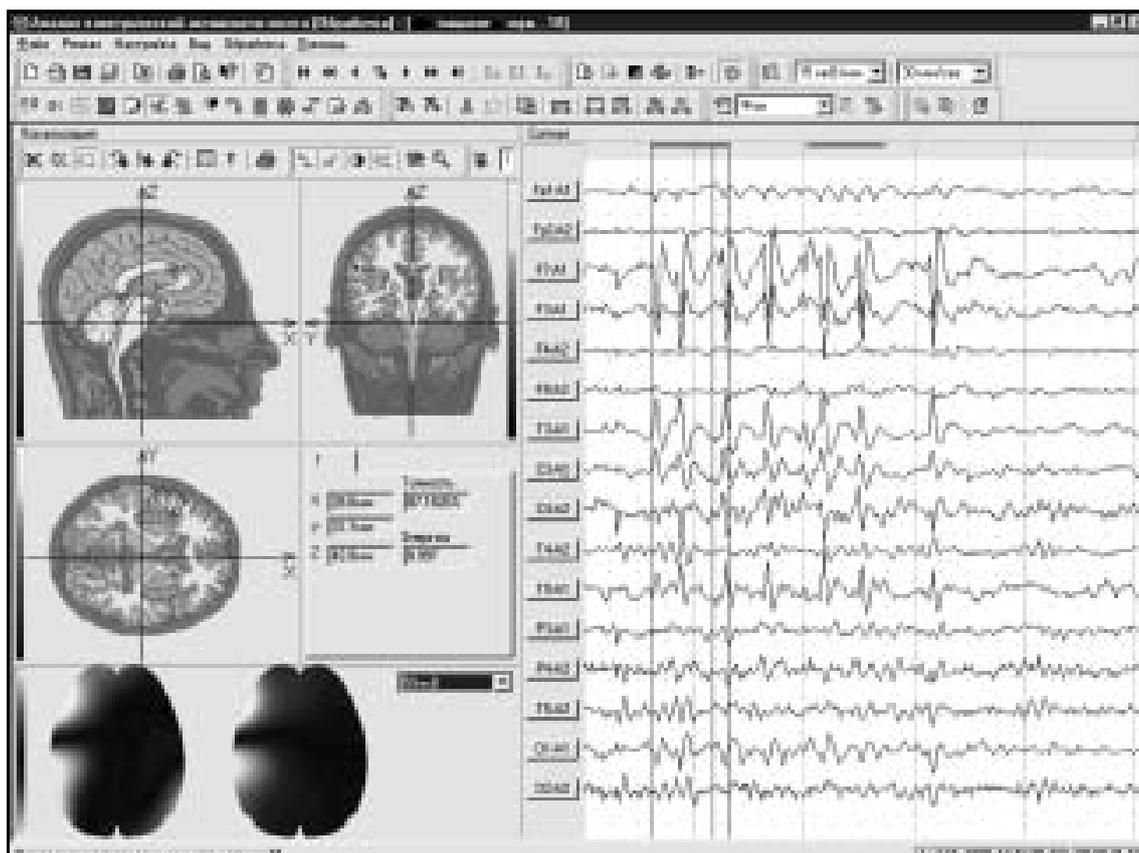


Рис. 54. Окно программы «Энцефалан-3D». Пример локализации источника пароксизмальной активности ЭЭГ в передневисочной области с левосторонней латерализацией.

Учитывая возможность скопления большого числа диполей на каждой из трех проекций головы, программа «Энцефалан-3D» предоставляет весьма удобную функцию масштабирования (увеличения) любой из проекций. Цветовое шкалирование энергетического уровня диполей и показ их векторов направленности позволяет выделить из всей совокупности диполей наиболее значимые. Выбор какого-нибудь диполя в окне с увеличенным изображением проекции головы приводит к соответствующему изменению информации на всех остальных панелях (рис. 56):

- на ЭЭГ-графике маркер установится в положение, указывающее на временной срез этого диполя;
- на графиках динамики параметров диполя маркер установится в положение, указывающее на временной срез этого диполя;
- перерисуются первичная и восстановленная потенциальные карты;
- обновятся цифровые значения координат, точности и энергии;
- на всех проекциях головного мозга выбранный диполь будет отмечен вектором, отличающимся по цвету от остальных векторов.

Основная цель использования программы «Энцефалан-3D» — получение дополнительной информации, позволяющей более точно оценить локализацию возможных знаков патологической активности, чаще всего это используется для эпилептиформной активности. Такая трехмерная локализация источников используется как вспомогательный метод, особенно в тех случаях, когда очаг патологической активности не имеет явных морфологических изменений и не фиксируется с помощью КТ и МРТ.

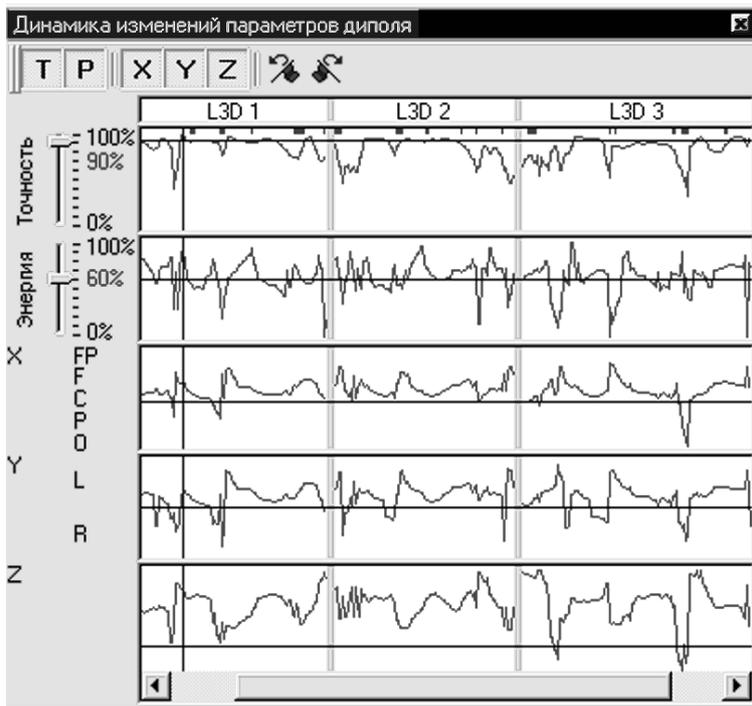


Рис. 55. Представление динамики параметров диполя и траектории его пространственно-временного перемещения.

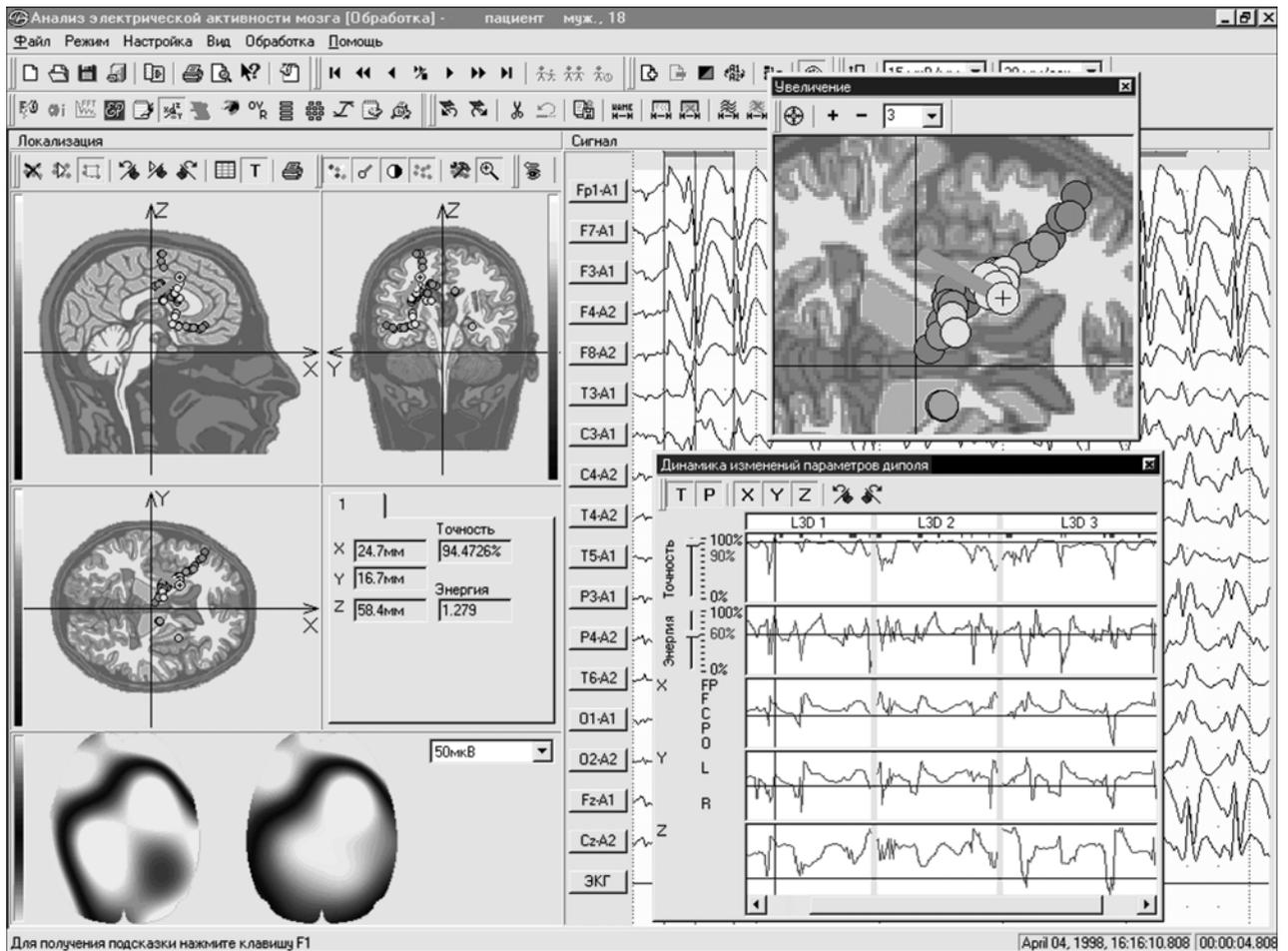


Рис. 56. Синхронизация отдельных окон программы «Энцефалан-3D»

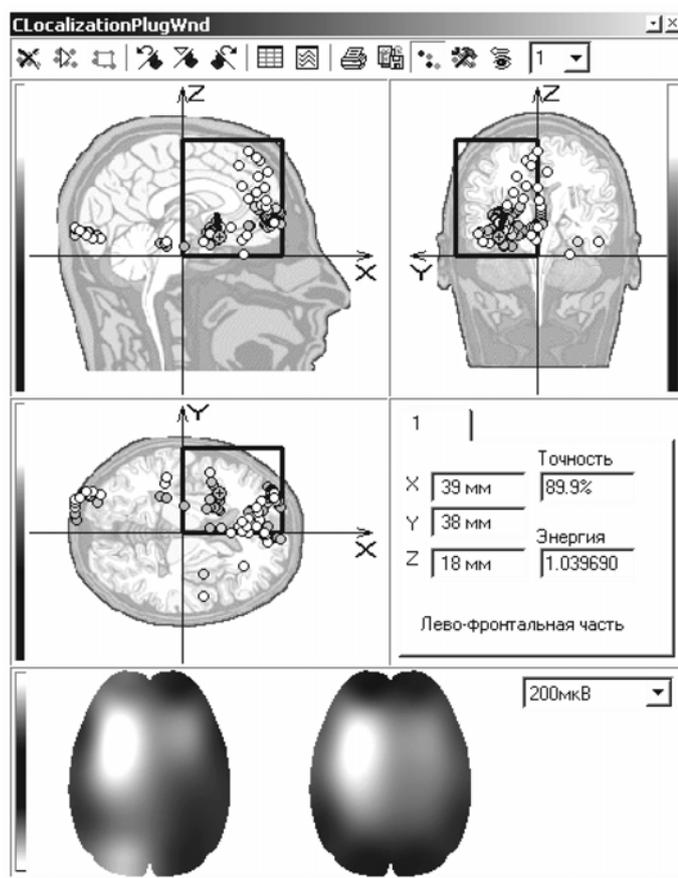


Рис. 57. Представление рассчитанного дипольного облака на фрагменте с пароксизмом эпилептиформной активности отражает доминирующее преобладание диполей в области очага (левая фронтальная область).

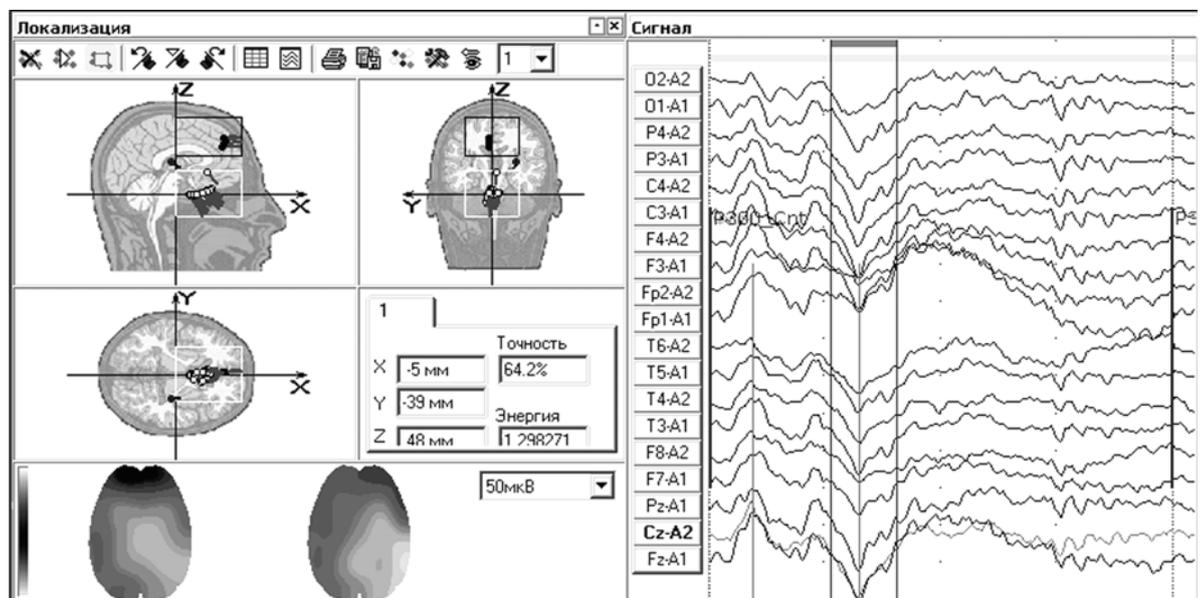


Рис. 58. Пример трехмерной локализации источников для методик вызванных потенциалов (ВП). Локализация пика P300, выделено распределение диполей по 2 заданным пространственным областям – верхнему и среднему фронтальному.

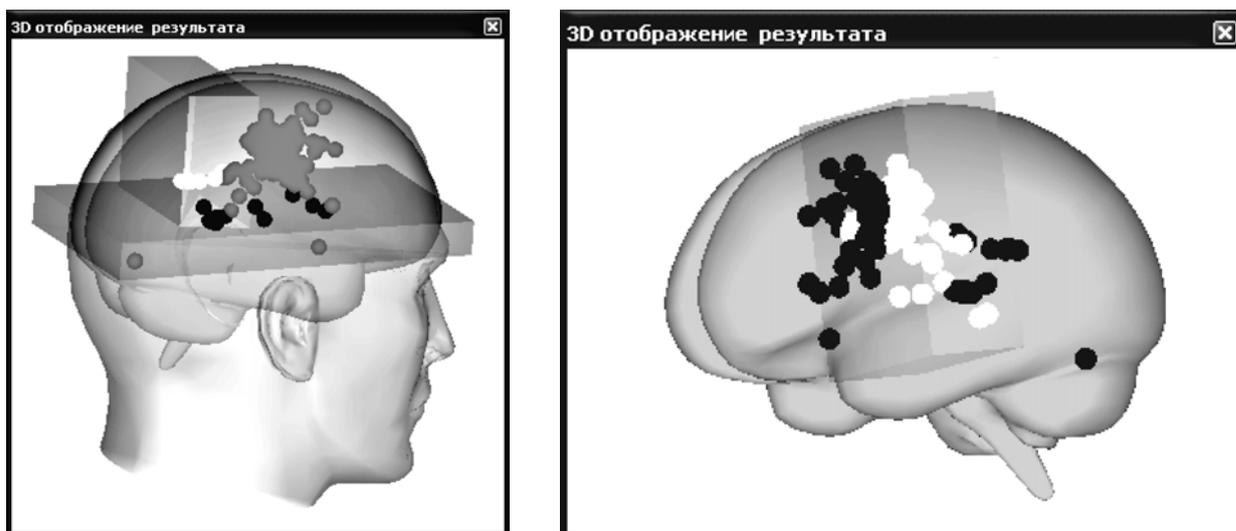


Рис. 59. Примеры псевдотрехмерного представления трехмерной локализации источников.

6. ИССЛЕДОВАНИЕ ВП

Электроэнцефалограф «Энцефалан-131-03» позволяет проводить исследование вызванных потенциалов по следующим методикам:

- длиннолатентных зрительных вызванных потенциалов (ВП) на вспышку света;
- длиннолатентных слуховых ВП на звуковые стимулы;
- условного негативного отклонения (УНО или CNV);
- эндогенного потенциала P300;
- эндогенного потенциала несовпадения на девиантные стимулы (MMN);
- длиннолатентных соматосенсорных ВП;
- длиннолатентных зрительных ВП на шахматный паттерн;
- длиннолатентных ВП на слайд-стимуляцию.

Врачу предоставляется возможность производить регистрацию ВП по 21 отведению международной схемы «10-20%» с эпохами анализа от 200 до 10000 мс. Зарегистрированные ВП с автоматически выделенными компонентами могут быть сохранены в картотеке. При проведении исследования ВП врачу предоставляется возможность одновременно с усреднением ВП записывать нативную ЭЭГ. Энцефалограмма может сохраняться в картотеке и использоваться врачом в дальнейшем для формирования ВП в псевдореальном режиме (с другими условиями усреднения).

Методики исследования ВП создаются врачом и хранятся в соответствующем справочнике. Для методик исследования зрительных и слуховых ВП врачом задаются параметры фото- и фоностимуляции, такие как частота тона и его интенсивность в децибеллах (для звуковых стимулов), частота следования засветов и их длительность (для световых стимулов). Для методик исследования когнитивных ВП (P300, CNV), а также MMN врачом формируется сложный стимул, состоящий из простых, один из которых может быть связан с внешним событием. При создании сложного стимула формируется список внешних событий и вариантов усреднений ответов на стимул, связанный с внешним событием.

При регистрации ВП можно измерять и контролировать подэлектродные сопротивления, изменять параметры отображения сигналов. Предусмотрена возможность установки параметров ФВЧ, удовлетворяющих условиям регистрации ВП для используемой методики. Во время регистрации ВП можно производить режекцию физиологических артефактов для более качественного усреднения ВП. Время исследования ВП зависит от количества усреднений, которое задается пользователем заранее в методике исследования. Регистрация может быть прекращена, если врач видит, что форма ВП стабилизировалась и не меняется при дальнейших усреднениях. По окончании регистрации производится программное выделение значимых (для данной методики) компонентов ВП. При анализе ВП врач вручную может откорректировать положения маркеров, выделяющих значимые компоненты. Для выделенных компонентов ВП производится расчет латентностей и амплитуд ВП по всем отведениям и представление их в виде таблиц и топографических карт. Программное обеспечение позволяет одновременно в двух окнах просматривать различные варианты представления результатов обработки ВП.

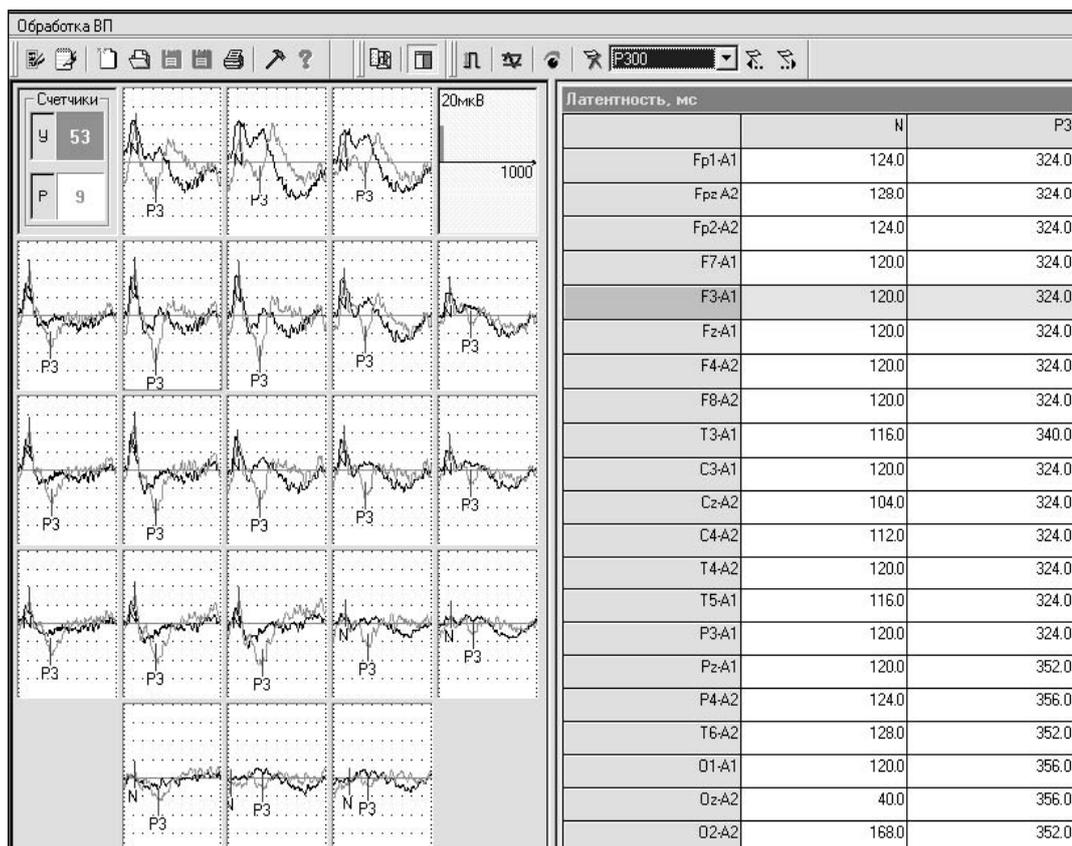


Рис. 60. Распределение P300 (ответ на значимый стимул) по поверхности скальпа. Справа — таблица с усредненными значениями латентностей основных компонентов ответа по отведениям.

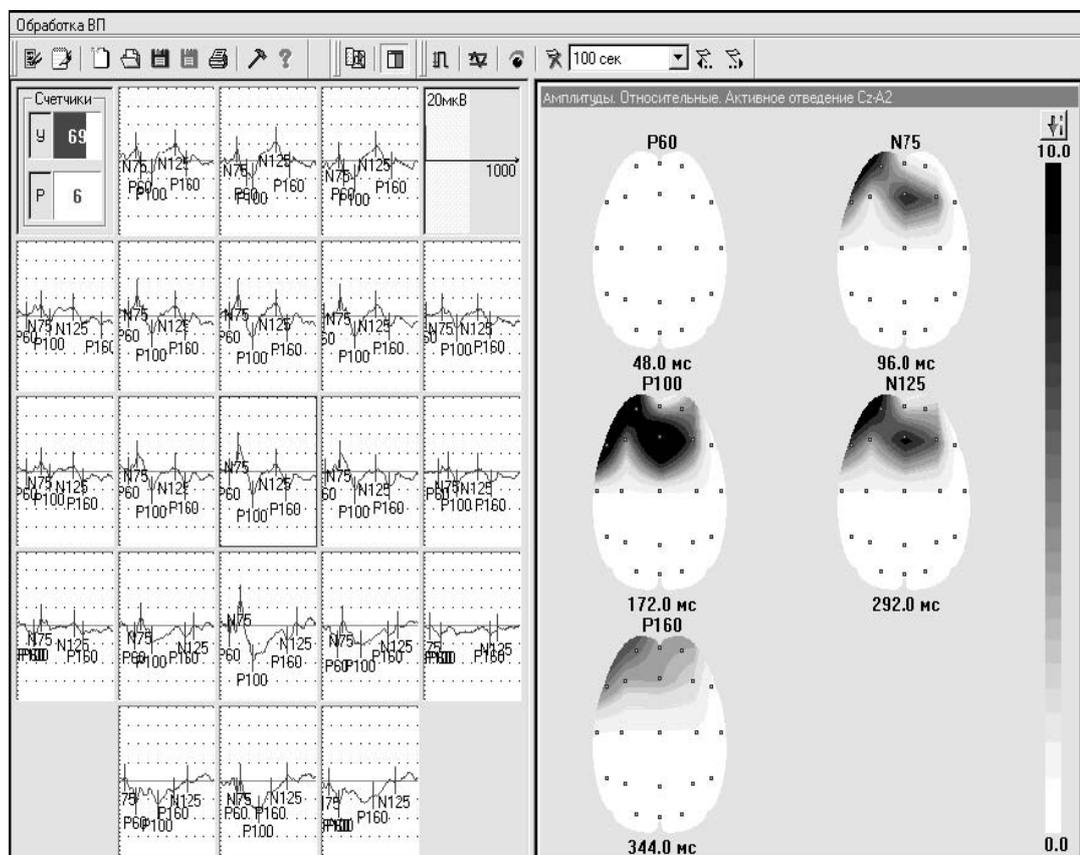


Рис. 61. Анализ динамики локализации источников последовательных компонентов ВП на вспышку. Слева — топическое распределение зрительных ВП по отведениям, справа — потенциальные карты, соответствующие основным пикам ответа.

Например, можно одновременно просматривать топическое распределение ВП по отведениям и значения показателей значимых компонентов ВП в табличной форме (рис. 60) или в виде топографических карт (рис. 61). Для ВП, при регистрации которых использовались стимулы, связанные с внешним событием, формируется гистограмма распределения времени реакции пациента на эти стимулы.

По проведенному исследованию врач готовит и распечатывает заключение, в которое входят и выходные документы, отражающие топику ВП, а также их латентность и амплитуду в виде таблиц и топографических карт.

7. СИСТЕМА ДЛИТЕЛЬНОГО ЭЭГ-ВИДЕОМОНИТОРИНГА

ЭЭГ-видеомониторинг является важным диагностическим методом, позволяющим дифференцировать псевдоэпилептические и истинные эпилептические пароксизмы. ЭЭГ-видеомониторинг применяют при необходимости подтверждения правильности предварительного диагноза «эпилепсия», особенно в сложных случаях, когда точная дифференциальная диагностика является принципиально важной для выбора наилучшей тактики лечения и прогнозирования исхода заболевания. При ЭЭГ-видеомониторинге с помощью различных технических средств осуществляется длительное наблюдение (до нескольких суток) за пациентом с записью электроэнцефалограммы синхронно с видеозаписью действий пациента и его мимики, а также с аудиозаписью происходящего. Сейчас на рынке имеется ряд систем импортного и отечественного производства, позволяющих осуществлять длительный ЭЭГ-видеомониторинг. Эти системы отличаются по набору функциональных возможностей, по количеству и типу регистрируемых физиологических сигналов, по количеству, качеству и длительности записи одновременно регистрируемых видео- и аудиопотоков, а также по способам сохранения информации (видеокассета, жесткий диск, CD-R, DVD диски и пр.). Некоторые системы позволяют распознавать эпифеномены в процессе проведения исследования, предусматривают запись речевого комментария со стороны пациента, в том случае, если он почувствовал приближение патологического состояния и т.д.

Рассмотрим функциональные возможности и некоторые особенности технологии проведения исследований с помощью полностью цифровой системы для ЭЭГ-видеомониторинга, которая может быть построена как на базе стационарного электроэнцефалографа «Энцефалан-131-03», так и на базе мобильного электроэнцефалографа-регистратора «Энцефалан ЭЭГР19/26». На рис. 62 представлен пример экранной формы при проведении исследования ЭЭГ-видеомониторинга в режиме реального времени. Слева показаны регистрируемые ЭЭГ-сигналы, справа – изображение пациента с одной из видеокамер (одновременно могут показываться несколько изображений с разных видеокамер), справа снизу – панель управления положением и масштабированием видеокамеры. Система обеспечивает длительный (более 48 часов) мониторинг и полностью синхронизированную запись на жесткий диск компьютера следующей информации:

- ЭЭГ-сигналов по нужному количеству отведений (по 19 или 21 (24) каналам, до 32 цифровых отведений);
- физиологических сигналов по полиграфическим каналам: ЭКГ, ЭОГ, РД, ЭМГ, положение тела пациента;
- видеоинформации от двух видеокамер:
 - цветной видеокамеры ближнего плана с высоким разрешением — 640×480, 25 кадров в секунду;
 - черно-белой высокочувствительной ИК-видеокамеры с инфракрасной подсветкой, переключаемой с камерой ближнего плана;
 - цветной видеокамеры общего плана с разрешением 640×480, 25 кадров в секунду;
- аудиоинформации от двух микрофонов;
- меток событий от трех малогабаритных кнопочных пультов;
- маркеров различного типа, отражающих те или иные события, процессы, функциональные пробы, отмеченные врачом в процессе ЭЭГ-видеомониторинга.

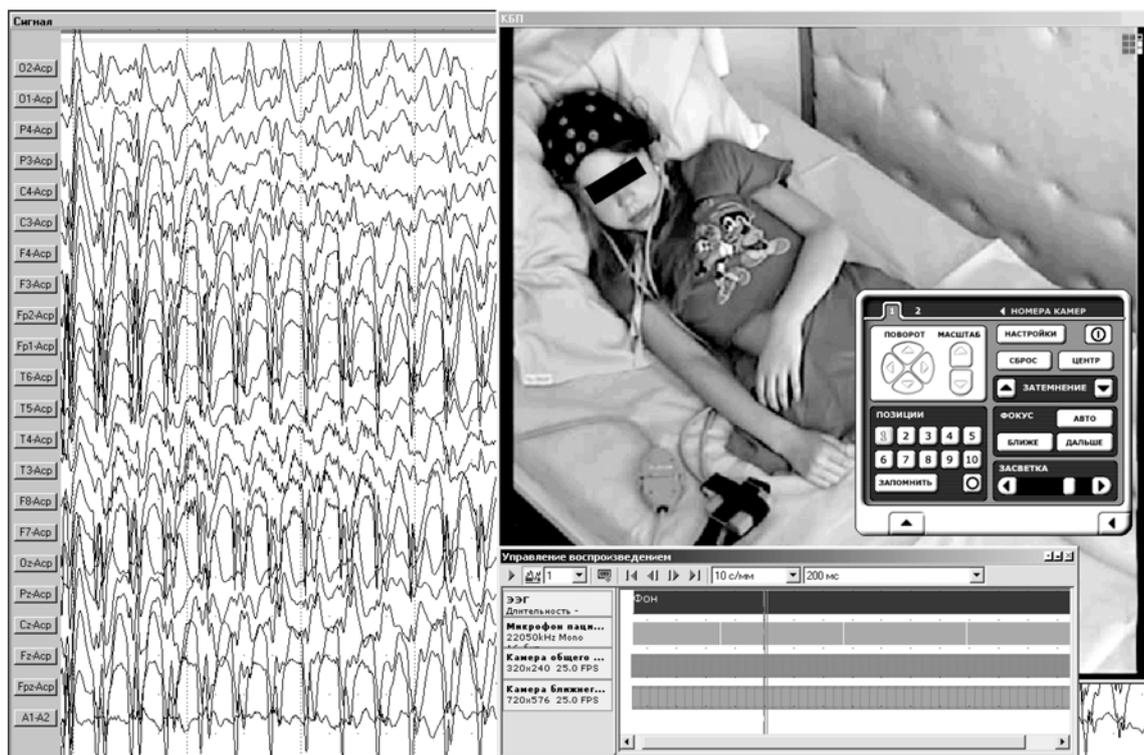


Рис. 62. Пример ЭЭГ-видеомониторинга с фрагментами пароксизмальной активности.

Предусмотрена возможность выбора и оперативной коррекции типов входных потоков данных, которые будут записываться по умолчанию при каждом включении записи на жесткий диск. Также предусмотрен выбор условий автоматического включения записи по событиям с заданным временем записи предыстории и постистории (фиксируется не только само событие, например эпилептический приступ, но и предшествующий и последующий фрагменты). Такими условиями могут являться, например, обнаружение нестационарностей по сигналам ЭЭГ и ЭМГ или превышение порога громкости с одного из микрофонов. В настоящее время, однако, основным режимом является полная запись всех информационных потоков на жесткий диск компьютера для дальнейшей постреальной обработки и полного сохранения данных на так называемых «золотых» DVD-дисках для долговременного хранения.

При постреальной обработке полученной информации пользователю доступны следующие возможности:

- Мгновенный переход к любому событию, зафиксированному в журнале событий, и последующая синхронная прокрутка (режим «скроллинг» для ЭЭГ, реальное воспроизведение для видео- и аудиоинформации) с возможностью режима «стоп-кадр» и пошагового (постраничного) просмотра записанных ЭЭГ и видеоданных для анализа.

- Мгновенный переход к видеокадру, соответствующему выбранному при просмотре фрагменту ЭЭГ, и переход к фрагменту ЭЭГ, соответствующему выбранному при просмотре видеокадру, с последующей синхронной прокруткой записанных потоков.

- Обработка необходимых фрагментов электроэнцефалограммы с использованием всех возможностей «элитной» версии программно-методического обеспечения электроэнцефалографов «Энцефалан», таких как, например, референтная реконструкция, вертикальный «сплит», автоматический поиск артефактов и эпилептиформной активности, двух- и трехмерный топоскоп, спектральный, авто-, кросс-корреляционный анализ и функция когерентности с топографическим картированием, анализ функциональной асимметрии (предусмотрена возможность использования большинства этих свойств и в реальном времени при осуществлении ЭЭГ-видеомониторинга), а также автоматическое формирование описания и классификация ЭЭГ с возможностью редактирования, трехмерная локализация источников патологической электрической активности мозга и т.п.

- Печать выбранных фрагментов ЭЭГ-сигналов и соответствующих видеок кадров, результатов математической обработки выбранных фрагментов ЭЭГ, топографических карт, а также описания исследования и врачебного заключения на лазерном или струйном принтере.

Система предусматривает регистрацию и сохранение в процессе проведения мониторинга максимума возможной информации, которая может быть полезна врачу при последующем анализе зарегистрированных данных. Для этой цели в состав системы входят три видеокамеры, однако одновременно работают только две из них. Обеспечивается одновременная регистрация видеoinформации ближнего плана о действиях и мимике пациента (камера с дистанционно управляемым персоналом поворотным устройством и Zoom-объективом) и общего вида палаты (камера с фиксированным месторасположением и углом обзора, может применяться такая же камера как для ближнего плана). Третья высокочувствительная камера с инфракрасной подсветкой обычно располагается над кроватью пациента и подключается вместо камеры ближнего плана во время сна пациента при выключенном освещении. При включении света происходит переключение регистрации на камеру ближнего плана. Высокое качество видеозаписи ближнего плана обеспечивает получение детальной видеoinформации с фиксаций даже мельчайших мимических мышечных сокращений. На базе мобильного электроэнцефалографа-регистратора «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» применяется переносная система ЭЭГ-видеомониторинга, которая может работать в месте нахождения пациента – дома, в больничной палате, в реанимации или палате интенсивной терапии. В стационарной палате пациента находится 3 кнопки, передающие сигнал о начале тех или иных событий по инфракрасному каналу связи, причем факт приема сигнала подтверждается коротким звуковым сигналом. Две из них сделаны в виде брелков: один брелок находится на поясе с электродной коробкой, закрепляемой на пациенте, и всегда доступен для него, а второй может находиться у сопровождающего лица (родственник или медсестра, находящиеся в палате). Кроме этого, на стене закреплена еще одна фиксированная кнопка. При необходимости с помощью этих кнопок можно включить запись информации, причем записываемый при этом речевой комментарий позволяет распознать при последующем анализе причины и обстоятельства включения записи. На стене палаты располагается светодиодный индикатор, показывающий наличие или отсутствие процесса записи информации на жесткий диск системы в данный момент.

С помощью микрофона, расположенного в палате пациента, записывается аудиоинформация о происходящих процессах, комментарии персонала, родственников и пациента. Врач через второй микрофон также может записать свои речевые комментарии о ходе исследования или проинструктировать пациента через акустическую колонку, расположенную в палате.

Технология записи информации в процессе ЭЭГ-видеомониторинга может быть различной, например:

- непрерывная запись в течение 48 часов всех выбранных потоков данных с фиксацией всех меток и маркеров событий (наиболее эффективное использование);
- включение и выключение записи необходимых фрагментов выбранных потоков только вручную по инициативе медперсонала или пациента;
- автоматическое включение записи по тем или иным выбранным критериям, например по обнаружению нестационарностей определенного типа;
- запись информации с более гибкой организацией, использующей сочетание всех имеющихся возможностей и наилучшим образом позволяющей достигнуть цели проводимого ЭЭГ-видеомониторинга.

В системе обеспечивается аварийное сохранение и восстановление данных в случае аппаратно-программных сбоев, случайного выключения питания и т.д. Информация записывается фрагментами заданной длины, поэтому возможные потери могут быть очень незначительными, при применении мобильного электроэнцефалографа имеется возможность дополнительной резервной записи ЭЭГ сигналов на внутреннюю карточку памяти.

Перед проведением исследования врач выбирает необходимый набор регистрируемых физиологических сигналов с учетом анамнеза конкретного пациента. Так, при подозрении на наличие у пациента фокальных нарушений, используется полная схема регистрации ЭЭГ-сигналов (система «10-20», 21 активное отведение). Для детей возможно уменьшение количества отведений. Если же у пациента наблюдаются тики или плохо контролируемые движения глазных яблок, используется регистрация ЭОГ, что позволяет дополнительно контролировать, наряду с регистрацией видеoinформации, и автоматически подавлять глазодвигающие артефакты на ЭЭГ программным путем. При нарушениях сердечного ритма или влиянии ЭКГ на ЭЭГ-сигналы используется регистрация ЭКГ, позволяющая автоматически подавлять ЭКГ-артефакты на ЭЭГ и отслеживать возможную взаимосвязь между нарушениями сердечного ритма и эпилептиформными проявлениями на ЭЭГ. При наличии у пациента нарушений дыхания, особенно во время сна, используется регистрация пневмограммы для выделения фазы гиппноэ и апноэ и контроля их влияния на

ЭЭГ. Специальная электродная шапочка для длительной комфортной регистрации ЭЭГ из серийно выпускаемого комплекта электродов «Энцефалан-КЭ» и дополнительные датчики подключаются через малогабаритную электродную коробку, которая закрепляется на поясе пациента. Эта электродная коробка соединяется тонким кабелем 6-метровой длины со стационарным электроэнцефалографом для того, чтобы пациент мог перемещаться по палате или непосредственно к находящемуся на поясе у пациента портативному электроэнцефалографу-регистратору «Энцефалан-ЭЭГР-19/26», который в системе ЭЭГ-видеомониторинга работает в телеметрическом режиме.

Обычно, первоначально врач проводит стандартное ЭЭГ-исследование с различными провоцирующими функциональными пробами для оценки исходного состояния пациента и контроля его реакции на воздействия: гипервентиляцию, фотостимуляцию и фоностимуляцию с помощью стандартных средств электроэнцефалографов «Энцефалан».

Система позволяет автоматически распознавать эпилептомены как в реальном времени в процессе ЭЭГ-видеомониторинга, так и при последующей обработке зарегистрированных данных. Надежность распознавания обусловлена автоматической индивидуальной подстройкой оригинального алгоритма под фрагмент фоновой записи, выбранный врачом. При обнаружении «подозрительных» на наличие эпилептиформных проявлений фрагментов на ЭЭГ, автоматически включается запись (если она до этого не была включена) всех потоков информации или фиксируется соответствующий маркер (если феномен был обнаружен в процессе записи). Например, была обнаружена «вспышка» на ЭЭГ, начало и окончание которой были распознаны программой. Будет сохранена вся информация (или зафиксированы маркеры) до начала вспышки (например, 30 секунд предыстории) и после окончания вспышки (например, 1 минута постистории). Алгоритм может работать не только на вспышках, приводящих к существенному возрастанию дисперсии физиологических сигналов, но и на участках с частотной перестройкой (например, группа острых волн, не превышающих по амплитуде исходную фоновую активность в альфа-диапазоне).

В процессе ЭЭГ-видеомониторинга фрагменты, метки и маркеры различных типов автоматически отмеченные по тем или иным выбранным критериям или вручную медперсоналом и имеющие диагностическое значение, попадают в электронный журнал событий. В первую очередь после проведения исследования анализируются отмеченные потоки данных. Врач выделяет из них диагностически значимые фрагменты, при необходимости дополняет их фрагментами, найденными им самостоятельно при визуальном анализе, результатами проведенной математической обработки, а также протоколом и врачебным заключением, после чего сохраняет все это в базе данных медучреждения. Электронная картотека (база данных по исследованиям) обеспечивает хранение данных на лазерных (CD-R, DVD) дисках, для чего в картотеке сохраняется дополнительный признак физического местоположения носителя (например, «диск № 14, полка № 3, коробка № 6»). Электронная картотека позволяет осуществлять операции сортировки и поиска по любым заданным критериям, что существенно облегчает врачу работу с большими объемами данных и поиск необходимого исследования, причем, в отличие от базы данных на видеокассетах, обеспечивается практически мгновенный поиск, так как лазерные диски являются устройствами прямого доступа к находящейся на них информации.

Важной особенностью системы является возможность выдачи на руки пациенту диска, с записанными на нем диагностически важными фрагментами ЭЭГ-видеомониторинга с целью дополнительной консультации у стороннего специалиста. Причем пациент сам не сможет просмотреть диск, так как для этого необходима специализированная программа «Просмотрщик», включающая в себя ряд возможностей основной системы, необходимых для эффективного анализа находящихся на этом диске данных (рис. 63). Программа устанавливается на компьютер специалистов-консультантов по запросу через интернет-сайт www.medicom-mtd.com или другими способами. Кроме возможностей, предоставляемых программой «Просмотрщика», может формироваться видеоролик (рис. 64), который может запускаться на любом компьютере любой мультимедийной программой.

Система для ЭЭГ-видеомониторинга полностью соответствует возрастающим современным требованиям и может быть успешно использована в эпилептологических отделениях клинических больниц, неврологических и психиатрических отделениях различных медицинских учреждений.

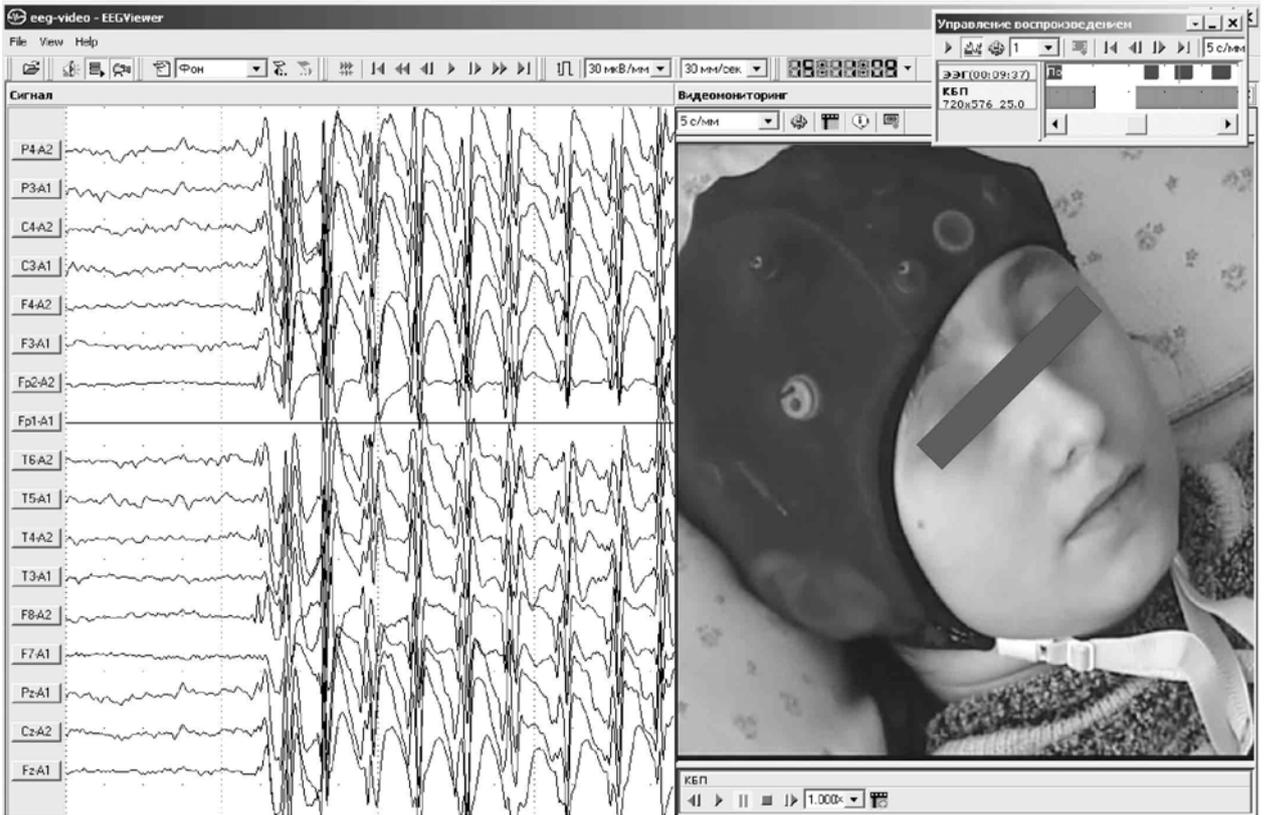


Рис. 63. Просмотр записи ЭЭГ-видеомониторинга с помощью программы «Просмотрщик».

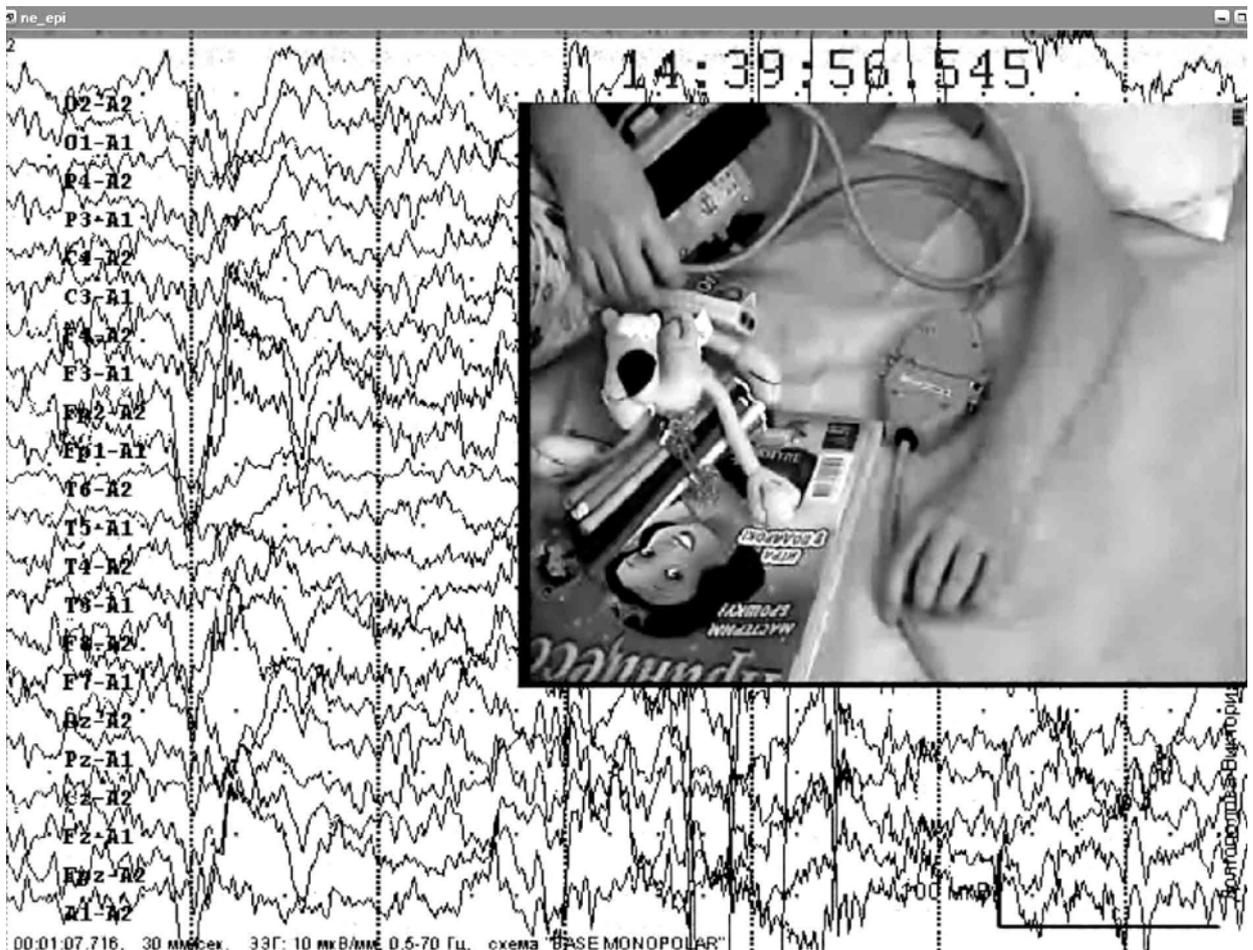


Рис. 64. Видеоролик — синхронное представление записи ЭЭГ и видеоролика в формате avi.

8. АМБУЛАТОРНОЕ МОНИТОРИРОВАНИЕ ЭЭГ (ПО ТИПУ ХОЛТЕРОВСКОГО)

Длительное мониторирование ЭЭГ и других физиологических сигналов необходимо для обеспечения качественной дифференциальной диагностики при различных неврологических заболеваниях прежде всего эпилепсии и нарушениях сна. Для диагностики эпилепсии рутинная ЭЭГ, содержащая 20-30 минутную запись биоэлектрической активности мозга, является доступным, но, зачастую, малоэффективным инструментом. В сложных случаях, когда пароксизмальные феномены редки, слабо выражены, проявляются, например, только во время сна, показано проведение длительного ЭЭГ-мониторинга. Лучшим вариантом его проведения считается ЭЭГ-видеомониторинг, позволяющий сопоставлять ЭЭГ-феномены с соответствующими двигательными проявлениями пациента и признанный «золотым стандартом» для выявления аномалий ЭЭГ и дифференциальной диагностики пароксизмов (дифференциация псевдоэпилептических и истинных эпилептических пароксизмов). ЭЭГ-видеомониторинг достаточно дорогой метод, требующий специальной организации палаты с медицинским персоналом и достаточно дорогостоящим оборудованием.

Альтернативной, менее дорогостоящей возможностью проведения длительного ЭЭГ-мониторинга является амбулаторная электроэнцефалография (АЭЭГ) – ценный инструмент для регистрации приступов в условиях неврологического стационара или в привычных, домашних условиях. Разнообразие возможных форм эпилепсии требует в ряде случаев проведение длительного мониторирования в процессе нормальной жизнедеятельности пациента, без ограничений по его пространственному перемещению и выполняемым им действий. С этой целью применяются носимые регистраторы ЭЭГ с возможностью длительного накопления по типу холтеровского амбулаторного мониторирования (рис. 65). Преимущество этого метода перед рутинной ЭЭГ состоит в обеспечении длительной непрерывной записи (до 72 часов) данных, что резко увеличивает возможность фиксации эпилептиформной активности. АЭЭГ, проигрывая ЭЭГ-видеомониторингу в информационной емкости записи, более удобна для пациента, поскольку не требует стационарных условий, и значительно дешевле. Специализированный миниатюрный диктофон при амбулаторном мониторировании выполняет функцию электронного дневника пациента, то есть время нажатия пациентом на кнопку «запись» и соответствующие записанные речевые комментарии о событиях в процессе исследования от самого пациента, медперсонала или его родственников по окончании исследования будут переданы в компьютер, синхронно с данными ЭЭГ-исследований, и сохранены в базе данных. При обработке эти комментарии можно прослушать и учесть.

Амбулаторное мониторирование ЭЭГ с записью информации на внутреннюю карточку памяти эффективно применять для:

- подтверждения диагноза эпилепсии при слабовыраженных либо замаскированных пароксизмальных проявлениях (рис. 66);
- диагностики эпилепсии, имеющей преимущественно ночные проявления;
- оценки подозрительных психогенных расстройств;
- оценки действенности применяемой медикаментозной терапии и при подборе лекарственных средств.

Зарегистрированные в процессе амбулаторного мониторирования ЭЭГ данные переносятся в компьютер с внутренней карточки памяти электроэнцефалографа-регистратора и обрабатываются с использованием всех возможностей ПМО, описанных в настоящем приложении.

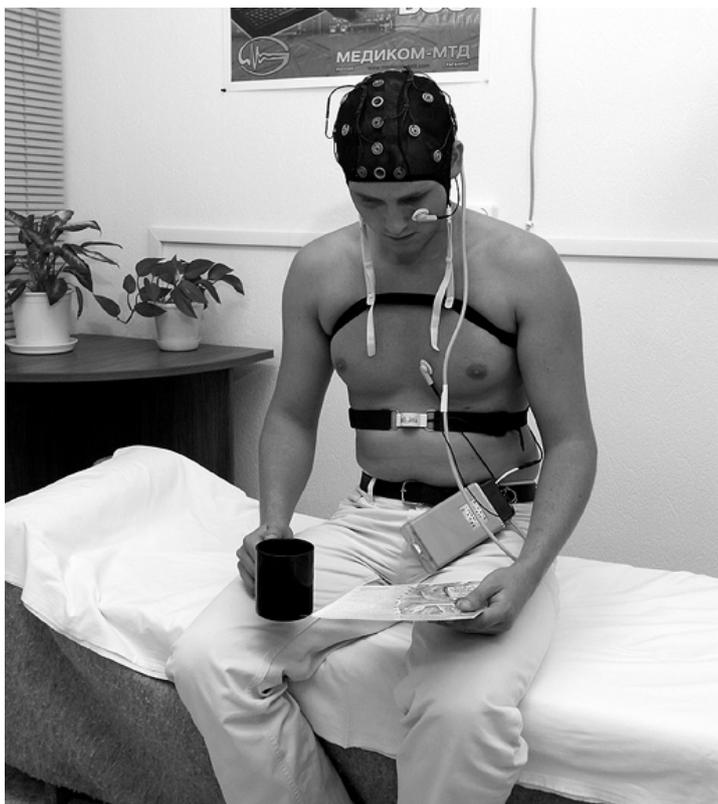


Рис. 65. Использование мобильного электроэнцефалографа-регистратора «Энцефалан ЭЭГР-19/26» и специальной электродной шапочки позволяет обеспечить свободу движений пациента и комфортный съем при проведении длительных ЭЭГ-исследований, включая амбулаторные и ночные полисомнографические исследования.



Рис. 66. Фрагмент амбулаторной ЭЭГ на пациенте, у которого длительное время не могли обнаружить эпилептиформной активности при неоднократном проведении рутинных исследований в различных медицинских учреждениях. Только проведение амбулаторной ЭЭГ позволило выявить корреляты абсансов.

9. НЕЙРОМОНИТОРИНГ В РЕАНИМАЦИИ И ПАЛАТАХ ИНТЕНСИВНОЙ ТЕРАПИИ

Процесс реанимации и интенсивной терапии из-за существующего в настоящий момент отсутствия в клиниках необходимого оборудования зачастую не включает в себя возможность корректного и объективного контроля за состоянием нейропластических процессов в ЦНС, особенно когда пациент находится в коме или бессознательном состоянии, при полном отсутствии речевого контакта с пациентом, а также когда функциональные нарушения или повреждения мозга обширны. Такие клинические ситуации часто возникают после черепно-мозговых травм (ЧМТ) и церебральных инсультов с обширными очагами повреждения полушарий мозга. Очень важно такое наблюдение в педиатрии, например, в перинатальных центрах. Поэтому контроль объективных нейрофизиологических предикторов эффективности проводимой терапии является весьма клинически значимым.

Мобильный электроэнцефалограф-регистратор «Энцефалан» в радиотелеметрическом режиме в сочетании с синхронным видеомониторингом позволяет решить эту проблему, так как предназначен для широкого применения в условиях реанимации и палат интенсивной терапии для нейромониторинга. Радиотелеметрическая связь и автономное питание обеспечивают высокую помехозащищенность и удобство работы персонала, связанное с отсутствием кабельных соединений.

Нейромониторинг позволяет в режиме реального времени контролировать динамику изменения нейрофизиологических и кардиореспираторных показателей, характеризующих жизненно важные функции пациентов, находящихся в нейрореанимации или палате интенсивной терапии (рис. 67).

В качестве нейрофизиологических показателей рассчитываются и выводятся в виде трендов (рис. 68) усредненные за заданный временной интервал спектральные индексы мощности ЭЭГ, значения средневзвешенных частот и эффективной полосы частот ЭЭГ для выбранных частотных диапазонов, усредненные значения амплитуд ЭЭГ. Причем указанные показатели могут рассчитываться не только по конкретным отведениям, но и по заданным группам ЭЭГ-отведений (например, лобные, теменно-затылочные). В качестве кардиореспираторных показателей рассчитываются и показываются значения частоты сердечных сокращений (ЧСС), параметры дыхания (частота дыхания в минуту, временные параметры фаз дыхательного цикла).



Рис. 67. Мобильный электроэнцефалограф-регистратор позволяет работать в нейрореанимации с включенной искусственной вентиляцией легких (ИВЛ) и другим оборудованием без негативного влияния на качество регистрируемых сигналов.

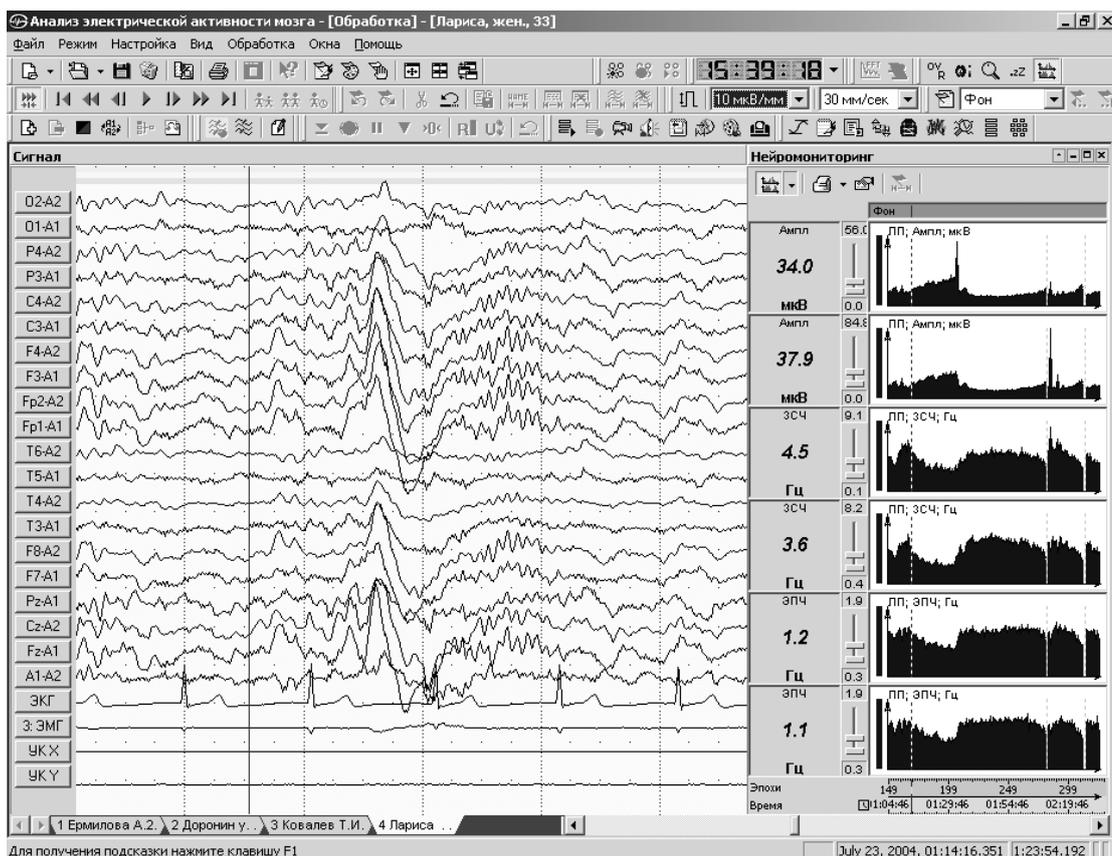


Рис. 68. Форма представления нативных сигналов и трендов расчетных нейрофизиологических и кардиореспираторных показателей для решения задач нейромониторинга

10. ПОЛИСОМНОГРАФИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

В последнее время изучение эпилепсии во время сна стало стандартным методом исследования в большинстве специализированных центров по диагностике эпилепсии в мире. Это связано с тем, что эпилепсия как болезнь использует те же морфологические и биохимические субстраты для своего развития, что и физиологический сон здорового человека. Кроме того, значительная часть населения имеет и самостоятельные проблемы со сном, не имеющие отношения к эпилепсии. Дневная сонливость является причиной различных инцидентов на транспорте и производстве, вызывает снижение качества жизни и развитие различных патологических состояний организма человека, и таким образом может считаться одной из значительных социальных проблем современного общества. Для проникновения в суть процессов, происходящих в мозге во время физиологического сна, а также для изучения причин нарушений процесса сна, требуется проведение специального исследования, которое бы позволило объективизировать структуру сна конкретного человека. Такие исследования называют полисомнографическими (ПСГ). Согласно международному руководству по проведению ПСГ и определению стадий сна *A. Rechtschaffen* и *A. Kales*, для определения структуры сна человека требуются данные электроэнцефалограммы (ЭЭГ), электромиограммы (ЭМГ) и электроокулограммы (ЭОГ). Кроме этих обязательных сигналов часто используют и другие сигналы, позволяющие не только построить гипнограмму, но и выявить нарушения в кардиореспираторной системе. Для этого дополнительно регистрируются и другие физиологические сигналы: абдоминальное и грудное дыхание, поток дыхания с помощью ороназального датчика, храп с помощью специального микрофона, положения тела, сатурация кислорода и пр.

Электроэнцефалографы «Энцефалан» применяются для полисомнографических (ПСГ) исследований, при которых кроме ЭЭГ регистрируются обязательные для ПСГ физиологические сигналы ЭОГ, ЭМГ, положение тела, параметры дыхания, храп и ЭКГ (рис. 69).

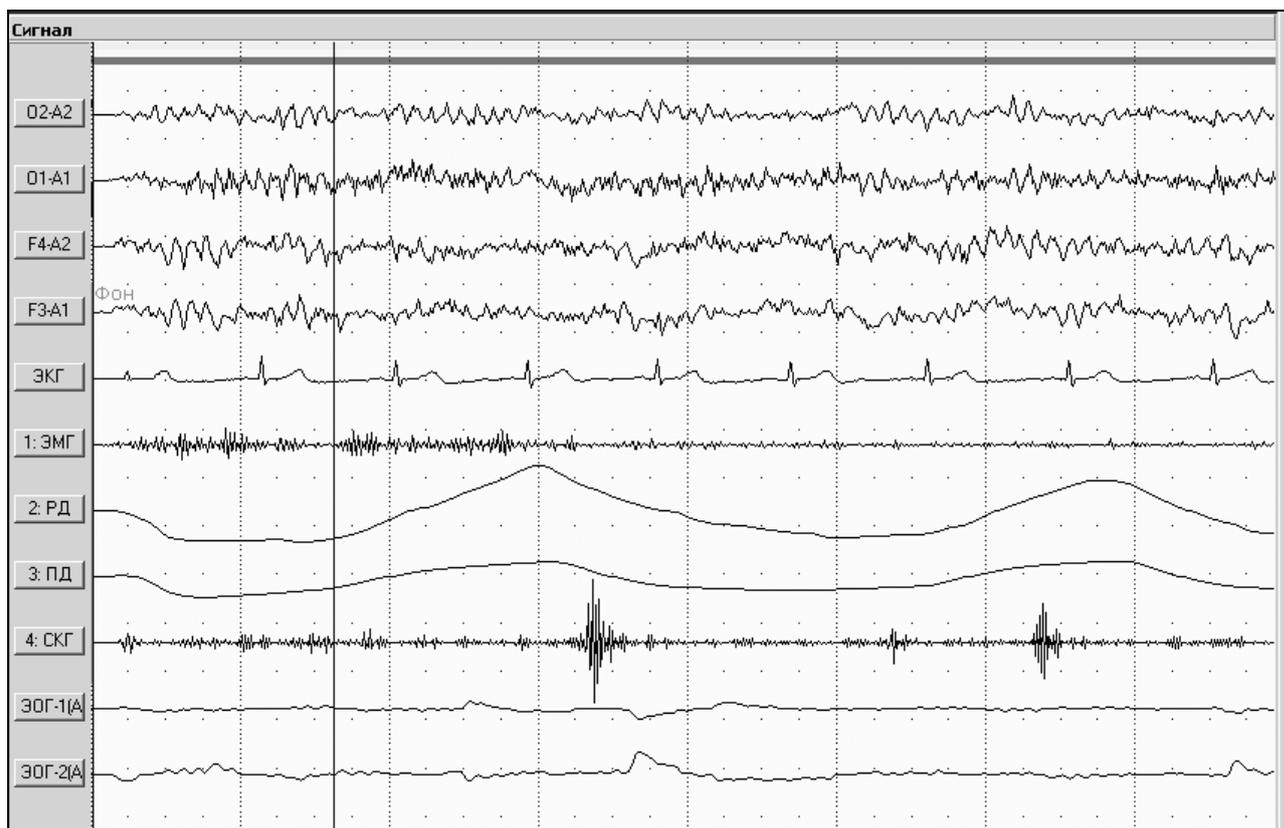


Рис. 69. Сигналы полисомнографического исследования: ЭЭГ, ЭКГ, ЭМГ, рекурсивное и потоковое дыхание, храп, 2 отведения электроокулограммы (ЭОГ).

Для регистрации ЭЭГ и других физиологических сигналов используется оригинальный комплект электродов и шапочек («Энцефалан-КЭ», рис. 70) восьми размеров по типу Quik-Cap, обеспечивающих длительный и комфортный съем ЭЭГ. Их особенностью является возможность отделения электродной системы от фиксирующей эластичной тканевой шапочки, и использования одной электродной системы с шапочками разных размеров.



Рис. 70. Использование эластичной шапочки и электродной системы для комфортной регистрации ЭЭГ и других физиологических сигналов при проведении длительных, в том числе ночных и суточных исследований.

ПМО «Полисомнографические исследования» обеспечивает как автономную запись ПСГ, так и неограниченную по времени регистрацию ПСГ с синхронной видеозаписью моторики пациента, а также с аудиозаписью происходящего. Высокая разрешающая способность видеокамер позволяет произвести как оценку тонкой моторики и мимики пациента в момент пароксизма, так и движения конечностей в состоянии сна. Разработанное программное обеспечение «ПСГ» позволя-

ет существенно модифицировать стандартное полисомнографическое исследование в зависимости от задач конкретного пользователя.

В связи с тем, что все полисомнографические показатели являются взаимозависимыми, для построения гипнограммы — временного графика прогрессии сна, иллюстрирующего смену различных фаз сна и бодрствования согласно общепринятым шкалам как реальном, так и в пострельном времени (рис. 71) — при визуальном анализе регистрируемых сигналов следует сопоставлять информацию от различных каналов с помощью специального режима отображения — трендов полисомнографических показателей.

Программно-методическое обеспечение позволяет выполнять построение гипнограммы двумя способами:

- 1) *Построение гипнограммы в ручном режиме.* Врач визуально интерпретирует физиологические сигналы на сигнальной панели основной программы, определяет переключение фаз «сна/бодрствования» и вручную выбирает нужную градацию для текущего интервала.
- 2) *Построение гипнограммы в полуавтоматическом режиме.* Для более осознанного выбора фазы сна врачу показываются тренды рассчитываемых показателей, значения которых характеризуют различные фазы сна: средневыпрямленное значение амплитуды окулограммы, средневыпрямленное значение амплитуды ЭМГ, альфа-индекс ЭЭГ, индекс медленных волн ЭЭГ, индекс волн, относящихся к сонным веретенам, частота сердечных сокращений, параметры дыхания и пр. Врач визуально интерпретирует физиологические данные на сигнальной панели, определяет стадию сна для заданного временного кванта и затем по текущим значениям рассчитанных показателей (для этого временного кванта) уточняет стадию сна для построения гипнограммы. Представленные на диаграммах тренды расчетных показателей позволяют построить гипнограмму ускоренным методом, выделяя активной парой маркеров фрагменты, соответствующие определенным фазам сна на гипнограмме. Затем стадии сна гипнограммы могут быть, при необходимости, изменены врачом на основании его экспертной оценки.

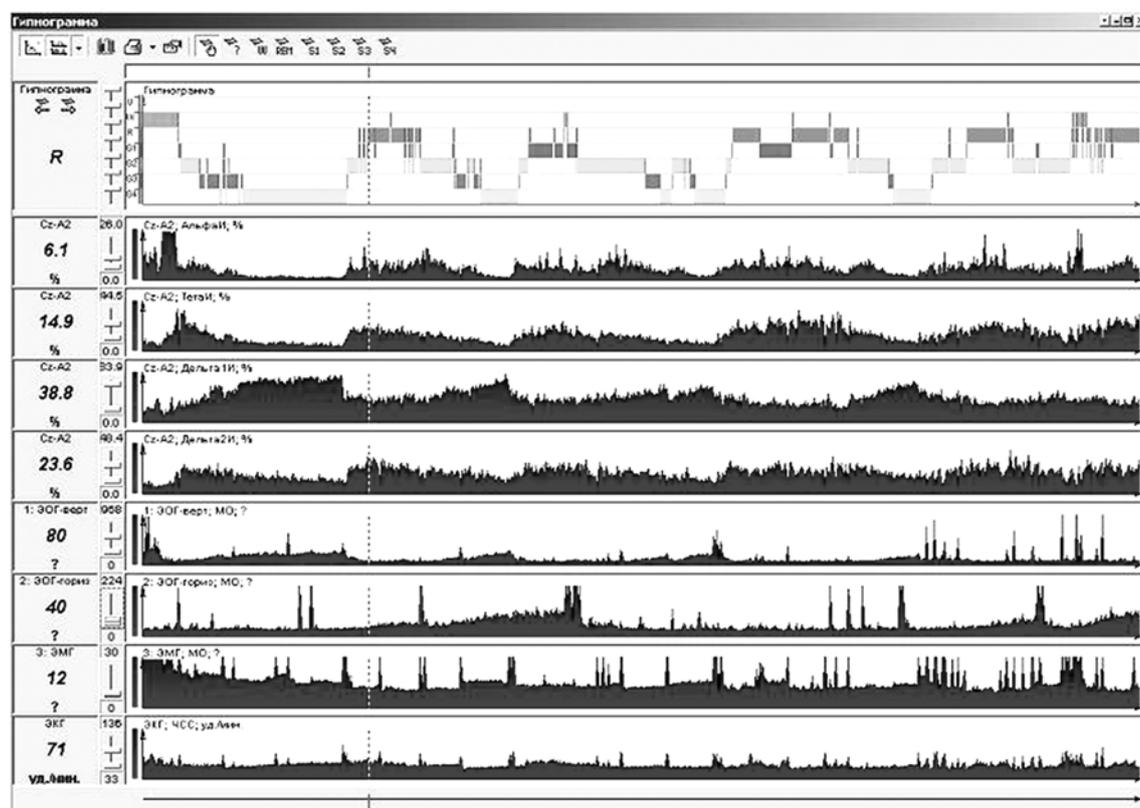
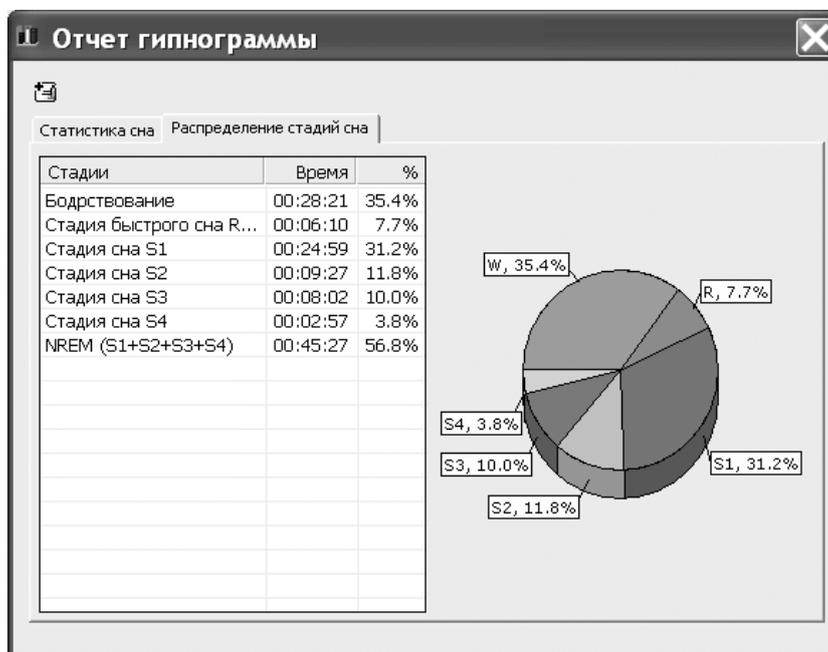


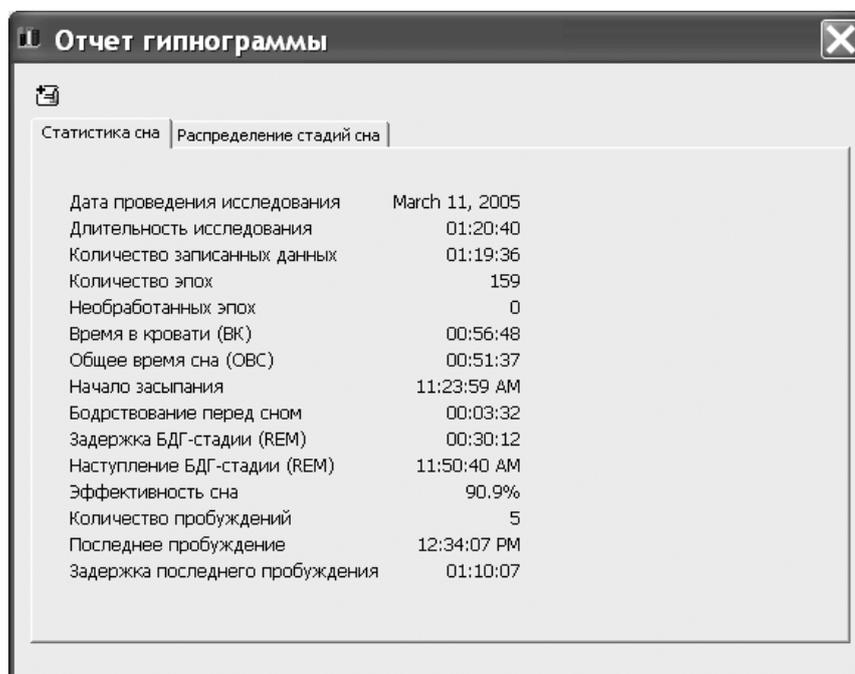
Рис. 71. Синхронное представление динамики стадий гипнограммы и расчетных физиологических показателей, обеспечивающее оперативный и удобный доступ к нужному фрагменту ночного исследования, а также быстрое назначение нужной стадии сна выбранному фрагменту.

По построенной гипнограмме получают результаты статистической обработки фаз сна в виде таблицы и в виде временной диаграммы распределения стадий сна (рис. 72). В таблице формируется отчет по гипнограмме, указывающей время засыпания, продолжительность различных стадий сна, в течение проведенного исследования, количество полных циклов сна, количество переходов между отдельными стадиями сна, время нахождения в кровати и т.д.

Полисомнографическое исследование с построенной гипнограммой может быть записано на компакт-диск вместе с программой–просмотрщиком, обеспечивающей анализ гипнограммы сна другим специалистом на компьютере, не требующем дополнительного программного обеспечения.



а) Вариант отчетной формы по анализу стадий сна «гипнограммы» с представлением таблицы и круговой диаграммы.



б) Вариант статистической отчетной формы по анализу стадий сна «гипнограммы».

Рис. 72. Различные формы отчетов по полисомнографическим исследованиям.

11. ФОРМИРОВАНИЕ ОПИСАНИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ И ВЫХОДНЫХ ДОКУМЕНТОВ

В электроэнцефалографах «Энцефалан» предусмотрена возможность формирования описания исследования как вручную (с использованием заранее подготовленного шаблона описания), так и автоматически (на основе результатов компьютерных методов анализа ЭЭГ).

Для автоматического формирования описания исследования пользователем определяется перечень функциональных проб (ФП) для анализа и задается тип обработки каждой из них. Выбранная ФП может обрабатываться по типу: фоновая, ОГ (открытие глаз), ЗГ (закрывание глаз), провоцирующая. Степень выраженности ЭЭГ по ритмам и вычисление различных количественных показателей, участвующих в формировании словесного заключения, определяется на основе негармонического анализа. Обработка ФП по типу «фоновая» включает в себя амплитудно-частотные характеристики нормальной для взрослого бодрствующего человека альфа- и бета-активности, затем дельта- и тета-активности.

Для формулирования описания исследования определяется доминирующая активность, описывается ее организация и топическое распределение (зональные различия), амплитуда, доминирующая частота, регулярность по частоте, модулированность по амплитуде, острота волн, индекс ритма, область максимальной выраженности активности, показатель межполушарной асимметрии. Под индексами ритмов в заданном амплитудном диапазоне понимается процент времени по отношению к времени эпохи анализа, в течение которого присутствовали волны заданного амплитудного и частотного диапазона. При визуальной оценке ЭЭГ электроэнцефалографист, как правило, строит описание, анализируя область мозга, в которой волны выражены лучше. Поэтому и для автоматизированного описания сначала выявляется преимущественная пространственная локализация ритма, после чего определяется наличие межполушарной асимметрии в зоне локализации. Индексы ритмов рассчитываются по области локализации, а если имеется значимая межполушарная асимметрия, то на стороне латерализации. В описании фигурирует максимальный индекс с указанием его области выраженности и наименования отведений. При описании ЭЭГ в покое автоматически формируется оценка степени нарушений ЭЭГ по классификатору Жирмунской. При анализе ЭЭГ на реактивность ФП обрабатываются по типу «ОГ» и «ЗГ». Выявляется реакция на открытие глаз с созданием следующих вариантов описания:

- четкая депрессия альфа-ритма;
- нечеткая депрессия альфа-ритма;
- реакция отсутствует;
- парадоксальная реакция (экзальтация альфа-ритма).

Выявляется реакция на восстановление альфа-ритма по сравнению с фоновой записью с закрытыми глазами:

- альфа-ритм восстановился полностью;
- альфа-ритм восстановился частично;
- альфа-ритм не восстановился;
- альфа-ритм увеличился.

При обработке ФП по типу «провоцирующая» выявляются значимые изменения ЭЭГ при провоцирующих функциональных пробах по сравнению с фоном, и в описание исследования по каждому поддиапазону выводится информация об увеличении (или уменьшении) индекса ритма, амплитуды, перемещении фокуса активности, появлении амплитудной и частотной асимметрии. Сформированное программным путем описание фоновой записи ЭЭГ и реакций на ФП врач должен проанализировать, при необходимости отредактировать и написать нейрофизиологическое врачебное заключение. При формировании заключения врач может использовать словарь, содержащий заранее сформированные им, привычные фразы заключения (рис. 73). Работать со словарем можно как в режиме автозамены вводимых сокращений (аббревиатур), так и путем выбора фраз в словаре и вставки их в текст формируемого описания, что существенно сокращает затраты на рутинную работу. На рис. 74 приведен пример описания и нейрофизиологического заключения по ЭЭГ-исследованию, полученных с использованием возможностей автоматической генерации текста и редактирования. Описание исследования, предлагаемое автоматически программой, не является заменой врачебного заключения и может служить лишь вспомогательным для врача средством, позволяющим ускорить и упростить процесс написания врачебного заключения.

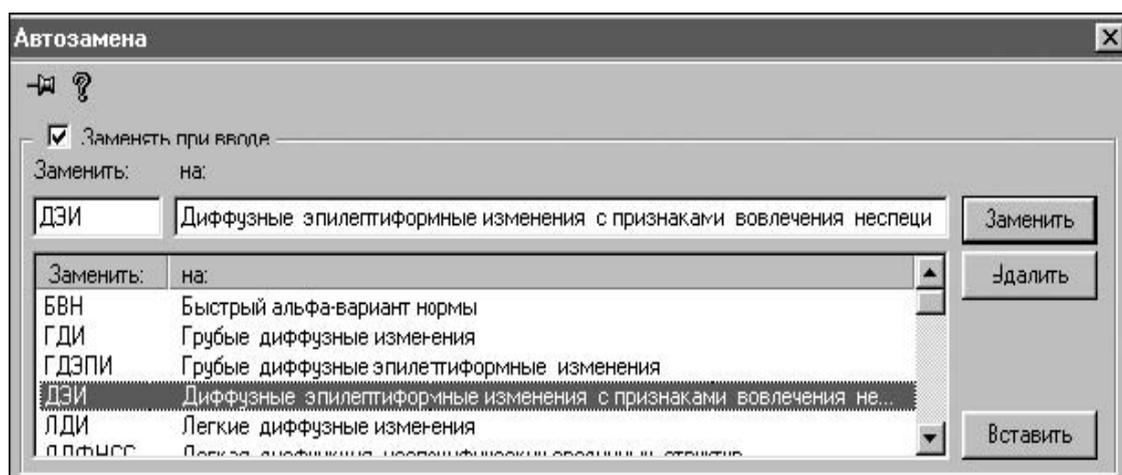


Рис. 73. Словарь с фразами клинических заключений по ЭЭГ.

Результаты каждого проведенного исследования вместе со сформированным врачебным заключением сохраняются в электронной картотеке на жестком диске компьютера, где также хранится информация о врачах, проводивших исследования, и пациентах. Пользователю предоставляется возможность произвольно (по фамилии пациента, дате исследования, диагнозу, профессиональной принадлежности, возрасту и т.д.) группировать исследования, хранить их в различных базах данных, осуществлять быстрый поиск информации по заданным признакам. По мере наполнения жесткого диска, врач периодически сохраняет информацию на внешних носителях информации (например, магнитооптических дисках, лазерных CD-дисках), стоимость которых в настоящее время крайне мала. Врач может передать по электронной почте (E-mail, Internet) то или иное исследование в головное медицинское учреждение для консультации или коллегам для проведения электронного консилиума, а также по сети в базу данных своего медицинского учреждения.

Результаты исследований могут быть экспортированы в стандартные форматы данных ASCII для возможности их дополнительной обработки различными математическими пакетами (MATLAB, STATISTICA) или в формат UDF и EDF.

Для оценки динамики состояния пациента врач может сравнивать результаты текущего и предыдущих исследований, одновременно просматривая их в двух или четырех окнах. Причем поиск ранее проведенных исследований на CD-диске занимает минимальное время. При этом можно сравнивать не только ЭЭГ, но и результаты ее количественного анализа, представленные в виде таблиц, графиков и топографических карт. С этой же целью можно просматривать и сравнивать между собой заключение по текущему исследованию и сформированное ранее заключение, которое хранится в электронной картотеке.

Печать необходимых фрагментов ЭЭГ (постранично), результатов ее обработки количественными методами анализа, топографических карт, таблиц, графиков, необходимых видеоклипов ЭЭГ-видеомониторинга и т.д. производится из менеджера печатных документов, который позволяет пользователю сформировать и просмотреть документы, отобранные для распечатки. При этом можно расположить их в нужной последовательности и распечатать для выдачи на руки пациенту или для сохранения в бумажном виде, причем пациенту сформированные выходные документы можно выдать и в электронном виде на дискете (за исключением врачебного заключения, которое должно быть подписано врачом). Примеры некоторых выходных документов приведены далее на рисунках, размещенных после заключения.

Заключение

Данное приложение не претендует ни только на полноту изложения всех существующих достижений компьютерной электроэнцефалографии, но даже на перечисление используемых в мировой практике количественных методов при анализе электроэнцефалограмм. Здесь проиллюстрировано возможное использование лишь некоторых из количественных методов анализа на примере некоторых возможностей компьютерных электроэнцефалографов «Энцефалан», что поможет заинтересованному читателю составить общее представление о компьютеризированных электроэнцефалографах.

г. Таганрог
Диагностический центр

Код: 21110001 Ф. И. О.: Царьков Алексей Геннадьевич
Пол: М Возраст: 13
Диагноз: Эписиндром с наличием синкопального состояния во время гипервентиляции
Вид исследования: ЭЭГ
Дата исследования: 21.11.2000

Описание исследования

Общая характеристика ЭЭГ в покое:

Доминирует недостаточно организованная альфа-активность в виде ритма очень высокой амплитуды (до 84 мкВ), высокого индекса (до 80 %), недостаточно регулярная (с разбросом частот 9.3-11.7 Гц), наиболее выраженная в затылочно-теменной области (P4 O1). Модуляции по амплитуде нечеткие, зональные различия отчетливые.

Бета-активность в виде групп волн высокого индекса (до 58%), высокой амплитуды (до 40 мкВ), низкой частоты, наиболее выраженная в затылочной области (O1 O2).

Медленная активность среднего индекса с амплитудой до 52 мкВ в виде групп волн.

Реакция активации:

При ОГ - четкая депрессия альфа ритма. ЗГ - альфа ритм восстановился полностью.

Изменение ЭЭГ при провоцирующих ФП:

При гипервентиляции (3 мин.) - на первой минуте разряд эпилептиформной активности спайк - волна ампл. 382 мкВ в теменно-центральной локализации слева. На 2-3-й минутах нарастает дизритмия и заостренность ритмов, появляются группы высокоамплитудных дельта волн до 342 мкВ в теменно-центральных отведениях слева, вспышки билатерально-синхронных групп волн тета-дельта с преобладанием в лобно- центрально-теменно-височных отведениях левого полушария.

Восстановление фоновой активности до 20 сек. после ГВ.

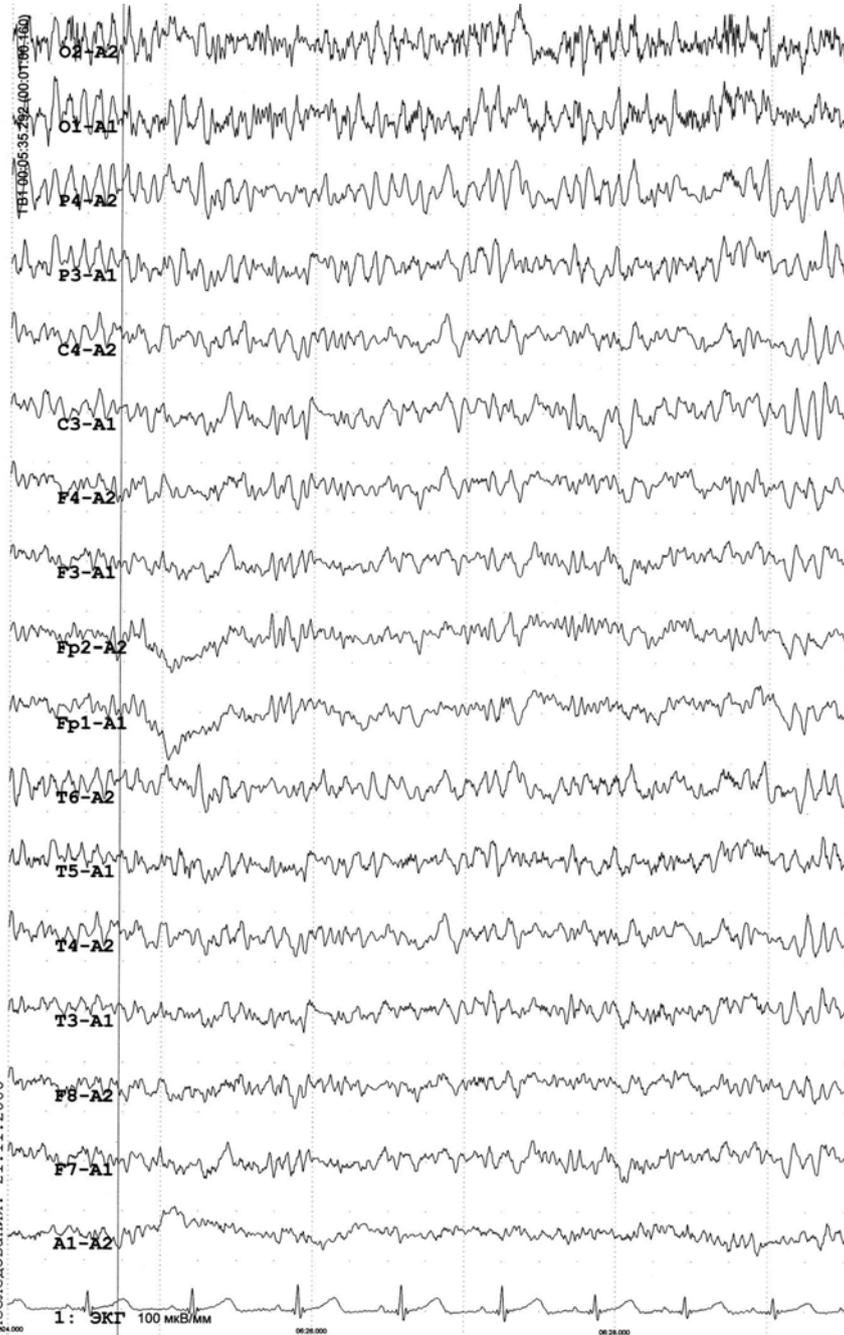
Заключение:

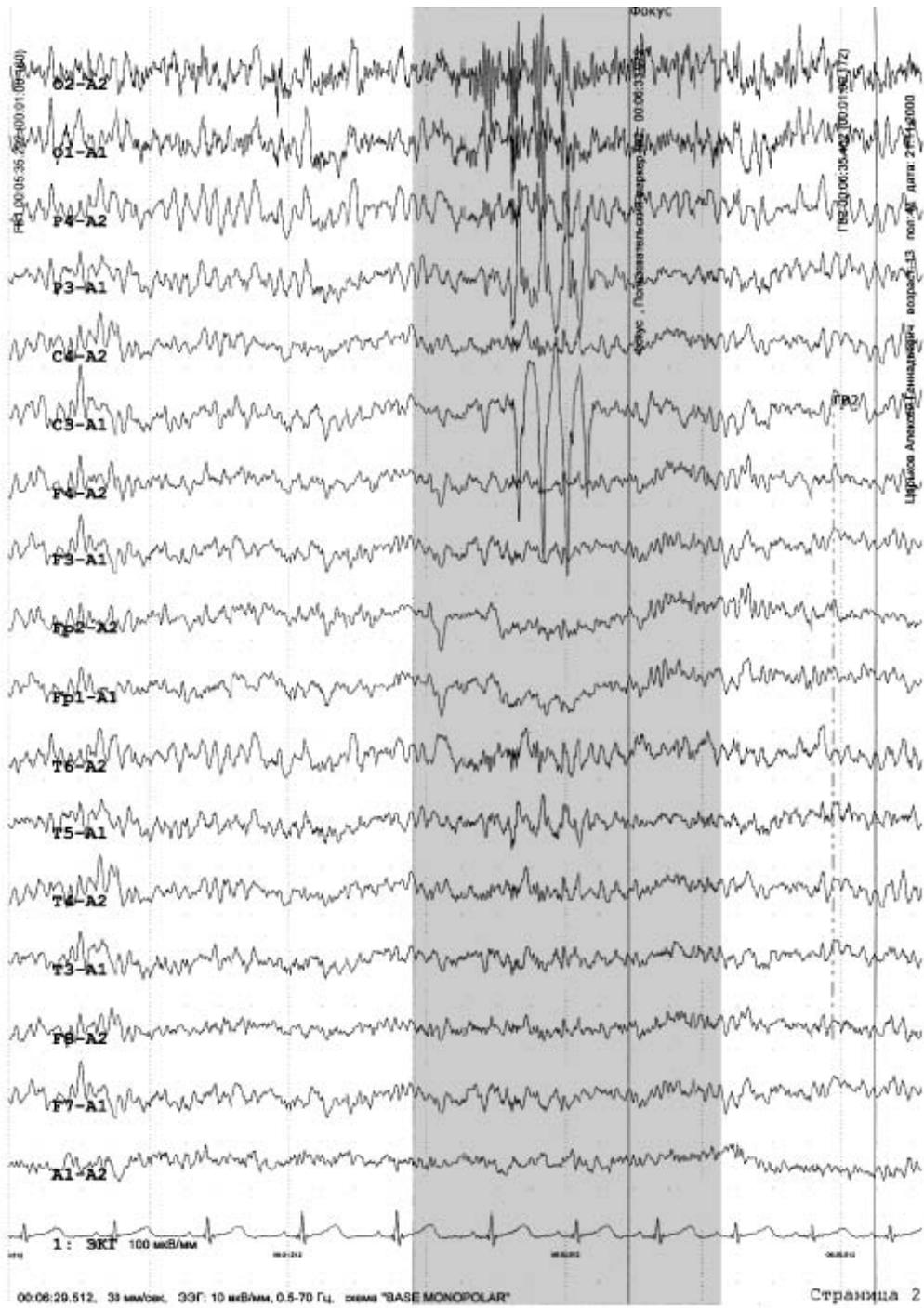
Фокальные эпилептиформные патологические изменения в левой теменно-центральной области на фоне умеренных обще мозговых изменений с признаками вовлечения неспецифических срединных структур.

Врач Пономарева Е.С.

г. Таганрог
Диагностический центр

Код: 21110001 Ф. И. О.: Царьков Алексей Геннадьевич
Пол: М Возраст: 13
Диагноз: Эпизод с наличием синкопального состояния во время гипервентиляции
Вид исследования: ЭЭГ
Дата исследования: 21.11.2000





г. Таганрог

Диагностический центр

Код: 21110001 Ф. И. О.: Царьков Алексей Геннадьевич

Пол: М Возраст: 13

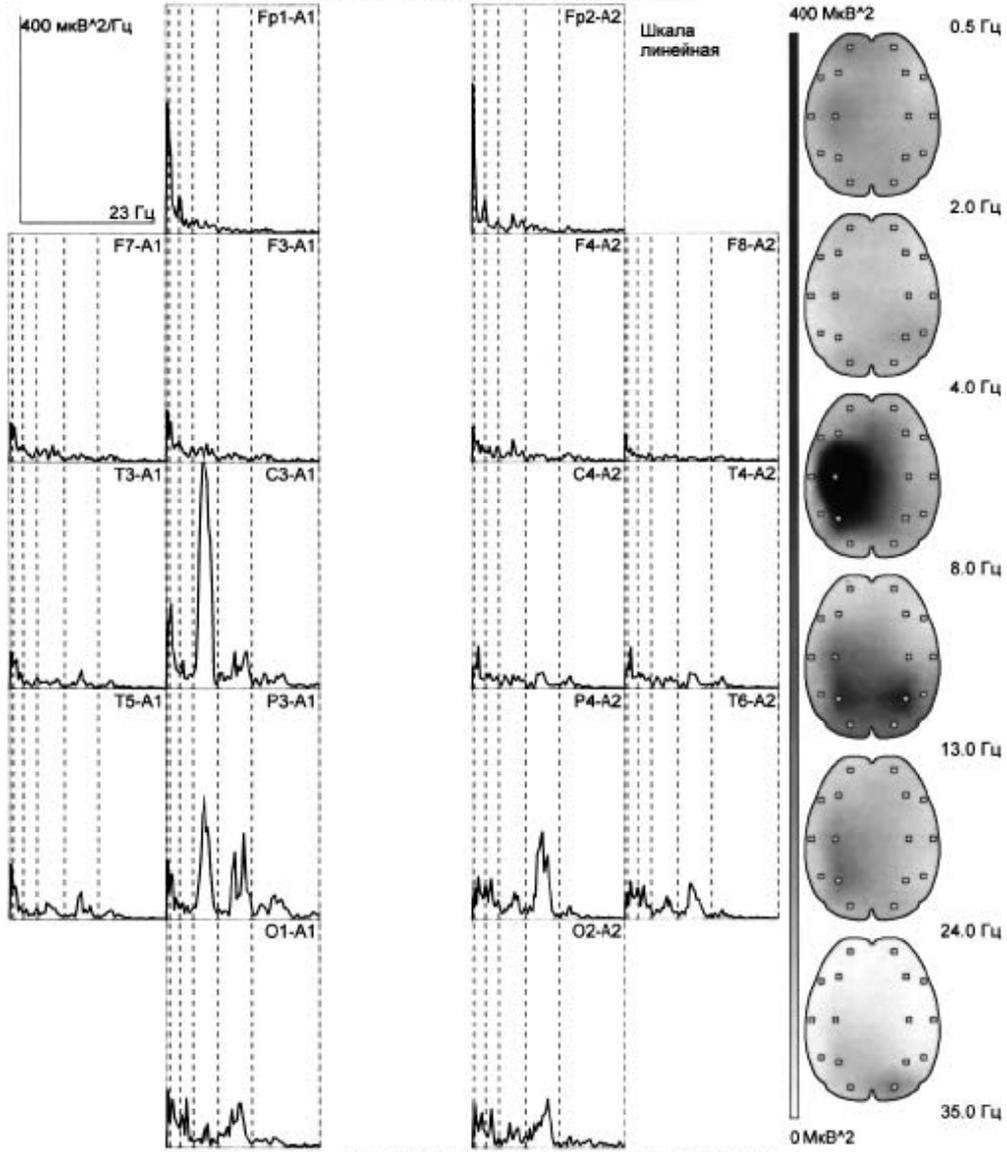
Диагноз: Эписиндром с наличием синкопального состояния во время гипервентиляции

Вид исследования: ЭЭГ

Дата исследования: 21:11:2000

Спектр мощности

(обработанные данные от 00:06:24.720 до 00:06:35.752)



ЭЭГ v 5.0. (с) НПКФ «Медиком МТД» 1992-2000. Таганрог, Россия

страница #1