

Сахаров В.Л., Андрееenko А.С.

**МЕТОДЫ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ
ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ**

Таганрог "Антон"
2000

C 22

34.9

УДК 615.471:616-073.97:616.831

Рецензент: к.т.н., доцент каф. МПС ТРТУ Максимов А.В.

Сахаров В.Л., Андрееenko А.С.

C 22 Методы математической обработки электроэнцефалограмм:
Учебное пособие. - Таганрог: "Антон", 2000.-44 с.:ил.

ISBN 5-88040-025-5

В пособии рассмотрены различные математические методы обработки и анализа электроэнцефалограмм. Приведены основные параметры электроэнцефалографического сигнала и методы регистрации сигнала и его физиологические особенности. Предложены основные алгоритмы компьютерной обработки электроэнцефалограммы.

ББК 34.9

ISBN 5-88040-025-5

© Сахаров В.Л., Андрееenko А.С., 2000.

1. Общие сведения об ЭЭГ

Мозг человека, механизмы его деятельности привлекают внимание исследователей самых разных специальностей. Объективному изучению функций мозга человека положил начало И.М. Сеченов, опубликовавший в 1863 году книгу “Рефлексы головного мозга”, где впервые был поставлен вопрос о закономерности объективного физиологического подхода к механизмам психической деятельности /3/. Электроэнцефалография как метод исследования головного мозга, основанный на регистрации его электрических потенциалов, зародилась в начале XX века. Начало эры электроэнцефалографии связывают с именем австрийского психиатра Ганса Бергера, который впервые осуществил в 1928 году регистрацию электрических потенциалов головного мозга у человека, используя скальповые игольчатые электроды. В его же работах было приведено описание основных ритмов электроэнцефалограммы (ЭЭГ) человека и их изменения при различных функциональных пробах и патологических проявлениях в мозге. Дальнейшие успехи электроэнцефалографии были связаны с разработкой многоканальных высокочувствительных чернильнопишущих электронных приборов, позволявших производить стандартные исследования у пациентов. А в наше время большой успех приобрели компьютерные системы, позволившие сделать качественно новый шаг в диагностике, и использующие для этого сложные математические методы.

Между двумя точками мозга, а также между точками мозга и удаленными от него тканями организма возникают переменные разности потенциалов, регистрация и анализ которых и составляют задачу электроэнцефалографии. Возбуждение нервных элементов, согласно современным представлениям, возникает в результате процесса их поляризации и деполяризации. Благодаря избирательной проницаемости оболочки нервной клетки по отношению к возникающим потенциалам в состоянии покоя на наружной стороне оболочки нервной клетки устанавливается положительный заряд, а на внутренней - отрицательный /2/.

Возникающие при непрерывно происходящей поляризации и деполяризации различных нервных элементов головного мозга биоэлектрические токи взаимодействуют между собой и дают сложную интерференционную кривую ЭЭГ /21/. Пример ЭЭГ приведен на рис.1.

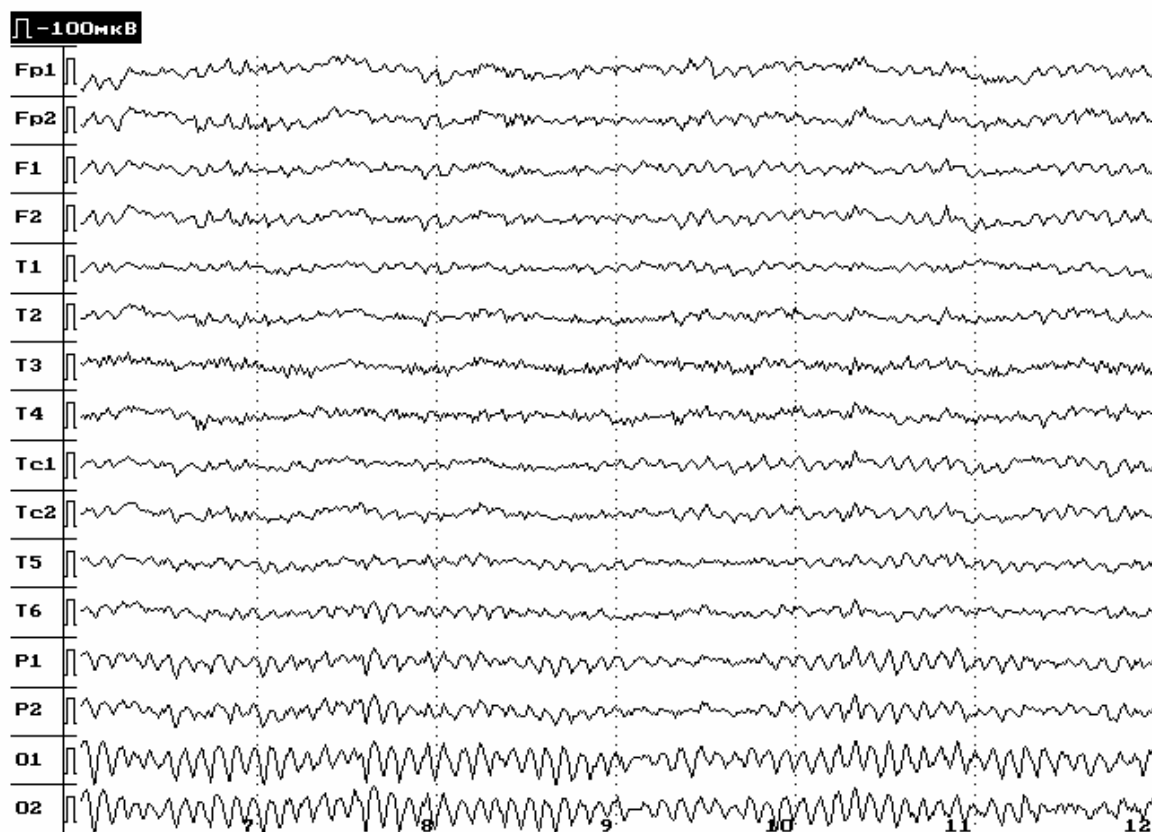


Рис.1. Пример электроэнцефалограммы

Основной задачей специалиста, проводящего электроэнцефалографическое обследование, является выделение на ЭЭГ значимых признаков, идентификация их параметров и, далее, составление на их основании заключения. Одним словом этот процесс называется анализом ЭЭГ.

2. Основные параметры электроэнцефалографического сигнала

Как для любого колебательного процесса, основными понятиями, на которые опирается характеристика ЭЭГ, являются частота, амплитуда и фаза. Поскольку ЭЭГ представляет собой случайный процесс, на каждом участке записи встречаются волны различных частот, и смыслом анализа является выделение так называемых частотных ритмов из энцефалографического сигнала /1/. Под понятием частотный ритм ЭЭГ подразумевается определенный тип электрической активности, соответствующий некоторому состоянию мозга, для которого определены границы диапазона частот. Наиболее часто для анализа используются четыре основных ритма.

- Дельта-ритм. Частота 0.5-3 Гц, амплитуда, как правило, превосходит 40 мкВ, иногда при сильных патологиях может достигать 300мкВ.
 - Тета-ритм. Частота 4-6 Гц, амплитуда такая же, как и у дельта-ритма.
 - Альфа-ритм. Частота 8-13 Гц, амплитуда до 100мкВ. Является наиболее информативным и, в большинстве случаев, доминирующим при анализе ЭЭГ. Лучше всего выражен в затылочных отделах. По направлению к лобным отделам его амплитуда уменьшается. Наибольшую амплитуду альфа-ритм имеет в состоянии спокойного расслабленного бодрствования, особенно при закрытых глазах. В большинстве случаев достаточно регулярно наблюдаются спонтанные изменения амплитуды, так называемые модуляции альфа-ритма, выражающиеся в чередующемся нарастании и снижении амплитуды волн с образованием характерных “веретен” - амплитудно-модулированных колебаний ЭЭГ, длительность которых может быть от 2 до 8 секунд.
 - Бета-ритм. Частота 14-35 Гц, амплитуда в норме не более 15 мкВ.
- Существуют еще так называемые Мю-ритм и Гамма-ритм, но они на данный момент не имеют диагностической ценности и в дальнейшем рассматриваться не будут.

Помимо понятия ритм в электроэнцефалографии используется термин феномен. Под ним подразумевается участок записи, отличающийся по своим параметрам от фоновой записи и имеющий диагностическую ценность при анализе. Наиболее известными и важными среди них являются эпилептическая активность, пики, или спайки, медленные волны, комплексы пик – волна и острая волна - медленная волна.

Эпилептическая активность (иначе судорожная активность). Эти колебания подразумевают связь их с мышечными судорогами и судорожными приступами, возникающими при эпилепсии. Одной из основных особенностей мозга при эпилепсии является свойство нейронов давать более активные реакции возбуждения и вступать в синхронизированную активность. Процесс синхронизации активности нейронов приводит к нарастанию амплитуды волн на ЭЭГ в результате суммации во времени амплитуд синфазных колебаний. В случае, если разряды отдельных нейронов очень плотно группируются во времени, помимо нарастания амплитуды наблюдается уменьшение длительности суммарного потенциала, что приведет к образованию высокоамплитудного, но короткого феномена - пика. Именно такого рода потенциалы и соответствуют эпилептической активности на ЭЭГ.

Пик, или спайк. Соответствуя названию, этот потенциал имеет пикоподобную форму. Длительность его 5-50 мс. Амплитуда, как правило, превосходит амплитуду фоновой активности и может достигать сотен и даже тысяч микровольт. Иногда пики группируются в короткие или более длинные пачки, образуя феномен, носящий название “множественные пики”.

Близким по происхождению феноменом, свойственным эпилептическому синдрому, является острая волна. Внешне она напоминает пик и отличается от него только растянутостью во времени. Длительность острой волны более 50 мс. Амплитуда может достигать тех же значений, что и амплитуда пиков.

Учитывая вышеперечисленные особенности ЭЭГ можно отметить, что при ее исследовании выполняются следующие процедуры:

- съем ЭЭГ;
- фильтрация и подавление помех и артефактов;
- определение интегральных характеристик ЭЭГ с помощью визуальной оценки и с применением методов математической обработки;
- формирование заключения с отнесением ЭЭГ к некоторому варианту нормы или к патологическому классу.

3. Методы съема сигнала и его физиологические особенности

При энцефалографическом исследовании важно получить информацию не с какой-то отдельной точки головы, а представить полную картину распределения биопотенциалов в головном мозге. Поэтому обычно используют 8, 10, 16 или 19 отведений, которые располагаются на голове по специальным схемам (о них сказано далее в этом разделе) и охватывают все отделы головного мозга. Таким образом, обработка ЭЭГ производится одновременно по нескольким отведениям в зависимости от числа входных каналов используемого энцефалографического усилителя и схем размещения электродов.

Как уже отмечалось, ЭЭГ представляет собой разность потенциалов между двумя точками поверхности головы обследуемого. Прибор для регистрации ЭЭГ называется электроэнцефалограф. Соответственно на каждый канал регистрации подаются напряжения, отведенные двумя электродами, один из которых является положительным, или активным, а другой - отрицательным, или референтным. Electrodes для энцефалографии представляют собой хлорсеребряные либо угольные пластины. Важнейшим требованием к материалу, из которого изготавливают электроды, является отсутствие поляризации в процессе регистрации. Явление поляризации связано с тем, что вследствие электрохимических процессов в области контакта электрода с кожей на электроде накапливается избыток ионов, что приводит к включению в запись колебаний постоянного потенциала, резко искажающих регистрацию. Поэтому в качестве материала для энцефалографических электродов используют серебро или уголь, являющиеся наилучшими для этих целей. Обычно диаметр электрода, имеющего форму диска, составляет около 1 см.

Как правило, для закрепления электродов на голове обследуемого используется специальный резиновый шлем, размер которого может варьироваться в зависимости от объема головы обследуемого.

Методика обработки ЭЭГ использует два вида получаемого сигнала, так называемые, монополярный и биполярный съем. Суть монополярного съема в том, что все отведения с головы регистрируются относительно одной точки, называемой референтной. Она, как правило, располагается либо на ухе (или на обоих ушах), либо на лбу, либо на затылке пациента. Биполярный съем подразумевает регистрацию разницы потенциалов любой пары точек с головы пациента. Это осуществляется либо путем коммутации соответствующих аналоговых каналов внутри самого энцефалографа, либо с помощью математических методов обработки сигнала в персональном компьютере. Как правило, энцефалографы первого типа имеют возможности формирования специальных программ коммутации электродов при съеме, где можно задавать как возможность монополярного съема, так и несколько схем биполярного. Для отведения электроэнцефалограммы (ЭЭГ) используют различные схемы расположения электродов. В клинической

электроэнцефалографии используют международную систему "10-20", а также модифицированные схемы с уменьшенным количеством электродов.

Для получения наиболее достоверной информации при энцефалографическом исследовании необходимо соблюдение некоторых общих правил. Так как ЭЭГ отображает уровень функциональной активности мозга и весьма чувствительна к изменениям уровня внимания, эмоциональному состоянию, воздействию внешних факторов, пациент во время исследования должен находиться в свето- и звукоизолированной комнате. Во время обследования положение пациента должно быть удобным, мышцы расслаблены. Необходимость расслабления, помимо обеспечения максимального покоя обследуемого, обусловлена тем, что напряжение мышц, особенно головы и шеи, сопровождается появлением мышечных артефактов в записи. Артефакт - запись всякого постороннего процесса, не являющегося непосредственным выражением электрической активности головного мозга. Эти помехи накладываются на ЭЭГ и искажают ее.

Артефакты на ЭЭГ можно разделить по происхождению на две большие группы: физические и биологические (физиологические) артефакты. Физические артефакты возникают из-за нарушения технических правил эксплуатации ЭЭГ-установки, регистрации ЭЭГ и вследствие неисправности оборудования. Такие помехи чаще всего представлены тремя типами проявлений:

- появление шумовой частоты 50, или реже, 100 Гц;
- регистрация больших нерегулярных потенциалов;
- плавные смещения средней линии записи.

Шумовая частота 50, 100 Гц обусловлена наводкой переменного тока этой же частоты и при большой амплитуде помех они нередко способны полностью замаскировать запись биопотенциалов головного мозга. Если же амплитуда артефакта мала, то наблюдается размытость (нечеткость) линии записи ЭЭГ.

Причины наводки переменного тока:

- плохой контакт между электродами и телом обследуемого, в том числе заземляющим и референтным электродом;
- поломка отводящих проводников (механические разрывы жил);
- влияние сильных электромагнитных полей, генерируемых приборами, расположенными по соседству (рентгеновские установки, физиотерапевтическая аппаратура и др.);
- отсутствие заземления установок для снятия ЭЭГ (электроэнцефалографа, компьютера, стимулятора, металлического кресла обследуемого и др. в случае необходимости заземления);
- плохая экранировка, также в случае ее необходимости;
- слишком близкое расположение сетевых проводов к отводящим электродам и входным коммутациям усилителя;
- недоработки самой аппаратуры: плохие контакты в коммутационном устройстве, наличие плохих сглаживающих фильтров в выпрямителях, питающих усилители, нарушения в схемах усилителей, приводящие к повышению чувствительности к помехам и др.

Разумеется, что помимо перечисленных могут быть и другие причины наводки переменного тока.

Большие нерегулярные потенциалы - почти вертикальные скачки записи, которые после достижения максимальной амплитуды ("зашкаливания") также вертикально возвращаются к изоэлектрической линии и нередко смещаются в противоположную сторону. Эти помехи необходимо отличать от пароксизмальной активности прежде всего по их форме и неожиданному появлению и исчезновению. Такие артефакты могут регистрироваться при:

- механических смещениях электродов;
- влиянии электростатического поля, создаваемого на самом теле обследуемого (например, при трении шерстяной одежды о провода и др.);
- поломке, даже неполной, нескольких жил многожильного отводящего проводника.

В последнем случае может быть крайне затруднено определение причины артефакта, так как измеренное сопротивление при неполном разрыве будет оставаться достаточно низким, что создаст впечатление целостности проводов.

Плавные смещения средней линии записи также могут возникнуть при механическом перемещении электродов, причем нередко они регистрируются в ритме дыхания. Артефакты, обусловленные нарушением какого-либо одного электрода или проводника, отличить очень легко, так как здесь помеха регистрируется только в одном отведении.

Действия по устранению физических артефактов зависят от их причины и могут сводиться к следующему:

- проверка правильности установки электродов, контроль всех контактов и, если возможно, целостности проводников;
- отключение приборов и установок, создающих нежелательный фон;
- снятие электростатического поля обследуемого заземлением;
- замена самих электродов.

Биологические артефакты обусловлены регистрацией функциональной активности других (помимо головного мозга) органов и систем организма:

- мышечных потенциалов (электромиограмма);
- потенциалов мышц и проводящей системы сердца (ЭКГ);
- потенциалов, связанных с движением глаз (электроокулограмма);
- потенциалов, связанных с глотательными движениями;
- кожно-гальванического рефлекса.

Электромиограмма - регистрация функциональной активности мышц. Ее частота колеблется в пределах 15-100 Гц, а амплитуда зависит непосредственно от степени физического напряжения мышц и, естественно, от расстояния между ними и электродом. Запись ЭМГ выглядит как совокупность нерегулярных острых волн (Рис.2). Самое сильное влияние на ЭЭГ электромиограмма может оказать в местах расположения мощных, наиболее функционально активных мышц /22, 23/. Эти артефакты чаще всего встречаются в затылочных, височных и лобных отведениях. В височных отделах помеха обусловлена активностью жевательной мускулатуры, в затылочных - мышц шеи, а в лобных - мимической группы и круговой мышцы глаза. Электромиограмму необходимо отличать от ЭЭГ и, прежде всего, от бета-ритма. Можно выделить следующие признаки ЭМГ:

- связь нерегулярной высокочастотной и высокоамплитудной активности с сокращением той или иной группы мышц;
- активность может неожиданно появляться и исчезать;
- ритм непостоянен по частоте;
- волны имеют заостренную форму и по амплитуде превышают бета-ритм.

Электрокардиограмма - запись биопотенциалов сердца /26/. Эти потенциалы достаточно легко распознаются из-за их характерной формы и периодического появления в ритме сердечных сокращений (Рис.3). Возникают они вследствие несинфазной наводки ЭКГ сигнала на измерительный и референтный электроды.

Электроокулограмма - регистрация изменений электрической оси глаз, которая сформирована разностью потенциалов между роговицей и сетчаткой. Частота волн ЭОГ чаще всего - 1-3 Гц, но при треморе век и глаз частота способна превышать значения 4-6 Гц (Рис.4). Отличия ЭОГ от потенциалов ЭЭГ и, особенно, от тета- и дельта-ритмов:

- волны ЭОГ имеют наиболее выраженную амплитуду в лобных отделах, а по направлению кзади высота амплитуды быстро уменьшается;
- эти артефакты также появляются и исчезают неожиданно, причем отсутствует всякая связь между ними и волнами ЭЭГ;

- форма следующих друг за другом потенциалов ЭОГ нередко настолько похожа, что при их наложении практически совпадает;
- при одновременной регистрации ЭОГ и ЭЭГ можно четко дифференцировать эти биопотенциалы.

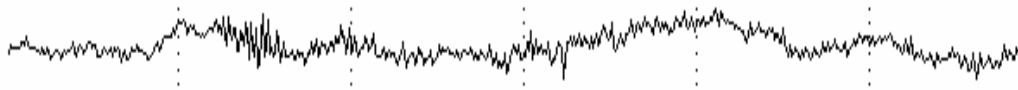


Рис. 2. Артефакт в виде электромиограммы

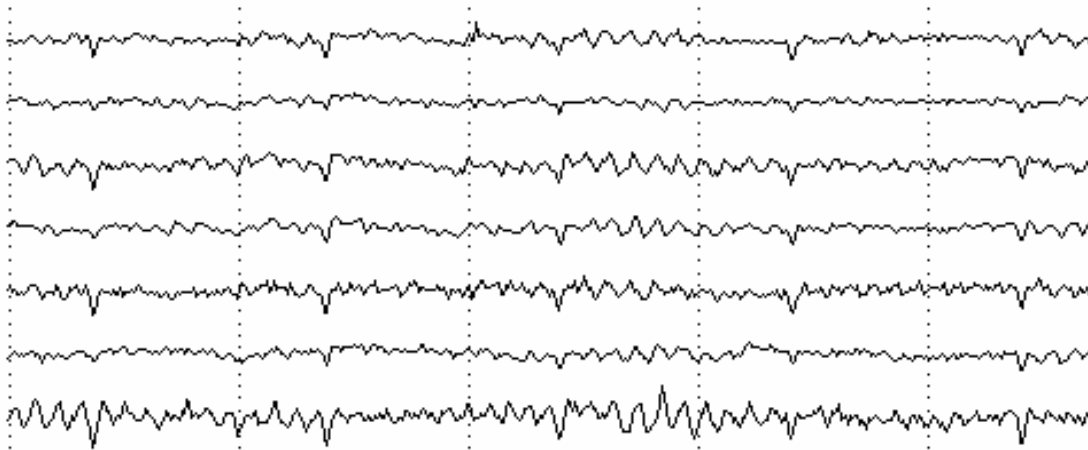


Рис. 3. ЭКГ сигнал, наложенный на ЭЭГ

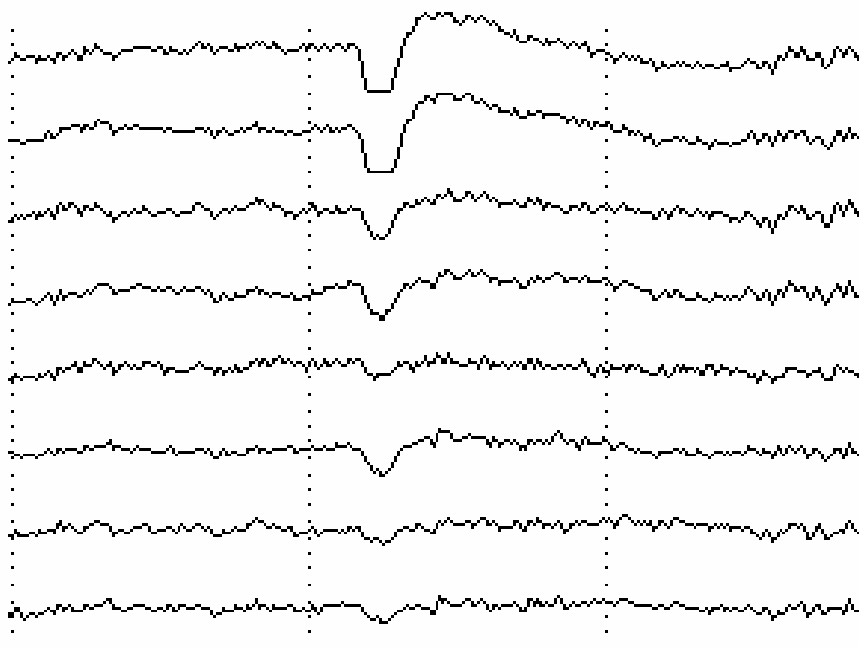


Рис.4. Окулограмма

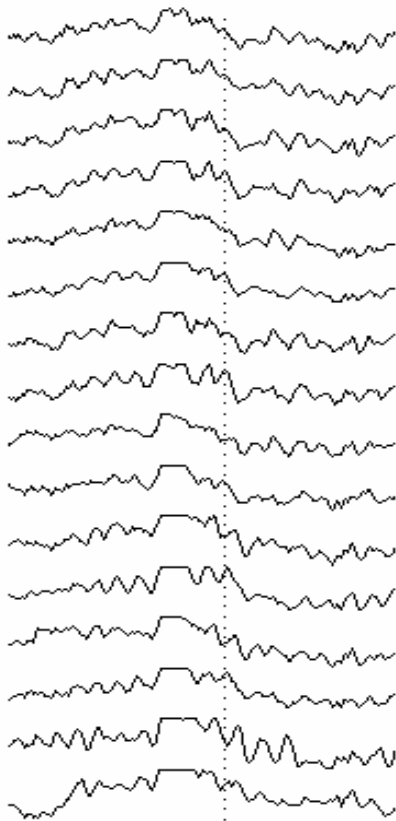


Рис. 5. Глотательные артефакты

Запись ЭОГ: активные электроды располагаются выше или ниже глаза и справа или слева от него. Референтный электрод может находиться на мочке уха. При движении глаз в сагиттальной плоскости (вниз - вверх) изменения вектора электрической оси глаз регистрируются рабочими электродами, расположенными в этой же плоскости (выше или ниже глаз), а при движении глаз в горизонтальной плоскости потенциалы ЭОГ выявляются с помощью горизонтально расположенных электродов (справа или слева от глаз).

Биопотенциалы, вызванные глотательными движениями, представляют собой полифазные колебания достаточно высокой амплитуды и частотой 0,5-2 Гц (рис.5).

Свойства этого артефакта:

- регистрация всеми каналами электроэнцефалографа;
- отсутствие связи с ритмами ЭЭГ;
- форма очень медленных волн.

Кожно-гальванический потенциал имеет вид плавного смещения средней линии записи. Его появление связывают с разностью потенциалов между глубокими и поверхностными слоями кожи. Если электрод расположен над артерией (чаще в височных отделах), то пульсация способна механически смещать электрод и на ЭЭГ регистрируются периодические колебания, имеющие форму пульсограммы.

Наличие артефактов в записи способно сильно исказить амплитудно-частотные характеристики ЭЭГ при применении автоматизированных методов расчета показателей.

Современные электроэнцефалографические системы реализуются на базе персональных компьютеров и состоят из двух составных компонентов: аппаратуры регистрации и первичной обработки сигнала и программы в компьютере, проводящей действия по математической обработке и визуализации ЭЭГ.

Отметим некоторые амплитудные особенности энцефалографического сигнала. Обычная амплитуда ЭЭГ - 50-70 мкВ. Иногда она может достигать до 100-150 мкВ. При очень грубых патологиях в редких случаях это значение может достигать 500 мкВ..

В большинстве своем, современные энцефалографы регистрируют монополярную запись. Для этого обычно используется один референтный электрод, относительно которого и производятся измерения. Поэтому сигнал с него поступает на входы всех усилителей блока. На другие входы поступают сигналы с соответствующих каналов. Таким образом обеспечивается регистрация сигнала ЭЭГ относительно референтного электрода. В случае съема сигнала относительно ушного отведения, иногда используют два референтных канала на каждое ухо для того, чтобы избежать возможной асимметрии между каналами левого и правого полушария из-за разного расстояния от точки съема до уха и, соответственно, неравномерного затухания электрических биопотенциалов в мозге. В усилительном блоке эти два отведения соединяют вместе, либо потенциал всех электродов, расположенных на левом полушарии, измеряют относительно левого уха, а на правом полушарии - относительно правого.

Как уже отмечалось, диагностическую ценность в электроэнцефалографии имеет сигнал, расположенный в определенной частотной области. Оптимальная полоса, позволяющая корректно проводить методику и получать высокое качество сигнала, - от 0.5 до 40 Гц. Нижняя частота определяется из того критерия, что самый низкочастотный регистрируемый ритм - дельта - имеет частотный диапазон от 0.5 до 3 Гц. Поэтому искажений диагностической информации в этом случае происходить не будет. Учитывая то, что наивысшая значимая частота при анализе энцефалографических ритмов 35 Гц, и применяя режекторные фильтры на 50 Гц, данный ритм будет передан без искажений при частоте среза фильтра нижних частот 40 Гц. Иногда, для более четкой идентификации спайков и острых волн, а также для исследовательских целей, ее целесообразно поднять до 70 Гц.

4. Методы обработки ЭЭГ

Визуальный анализ ЭЭГ и измерения с помощью циркуля и линейки оказываются недостаточными для выявления той информации, которую несет сложная картина биопотенциалов мозга. Уже в начале развития электроэнцефалографии у физиологов возникло стремление оценить ЭЭГ с помощью объективных количественных показателей, применить методы математического анализа. Сначала обработка ЭЭГ и подсчет ее количественных параметров производился вручную. Так появились понятия индексов ритмов (например, альфа-индекс, индекс дельта-волн). Под индексом фактически понимали отношение длительности доминирования рассматриваемого ритма к длительности всей ЭЭГ, выраженное в процентах. Учитывая большую трудоемкость и малую точность, этот метод не нашел дальнейшего развития до появления возможности автоматически получать эти величины.

Математические методы анализа ЭЭГ человека начали свое развитие с конца 30-х годов, когда были сконструированы первые автоматические частотные анализаторы (Lumis, Harwei, Hobbard, 1936; Grass, Gibbs, 1938) /6/. В основе действия этих анализаторов лежит использование широкополосных и узкополосных фильтров в основном для выделения из нативной ЭЭГ отдельных частотных ритмов и дальнейшего их анализа /16, 17/.

В конце 40-х - начале 50-х годов к анализу ЭЭГ начали привлекать методы авто- и кросскорреляции. Первые работы по корреляционному анализу ЭЭГ появились в Японии (Imahory, Suhara, 1949; Suhara, 1952) и независимо от них в Америке (Brazier, Casby, 1952; Brazier, Barlow, 1956; Barlow, Brazier, Rosenblith, 1959). В последующие годы методы авто- и кросскорреляции ЭЭГ находят все большее применение в экспериментах и в исследованиях на здоровом человеке /6, 7/.

Еще позже, с появлением электронно-вычислительных устройств, широкое распространение начал получать спектральный анализ ЭЭГ. Популярность этого метода объясняется простотой и

наглядностью представления результатов вычислений, когда быстро и точно можно сказать о преобладании на рассматриваемом участке ЭЭГ того или иного ритма и частоты.

Далее приводится таблица, сформированная в [27], которая дает представление о целесообразности применения автоматизированных методов анализа ЭЭГ.

Таблица 1. Сравнение возможностей ручного и компьютерного анализа ЭЭГ.

Диагностический аспект	Ручной анализ ЭЭГ	Спектральный анализ ЭЭГ	Картирование ЭЭГ по ампл.
Полнота информации	*****	*	*
Скорость восприятия	*	*****	*****
Форма потенциала	*****	-	-
Распознавание артефактов	*****	-	-
Разрешение по частоте	**	*****	-
Разрешение по амплитуде	**	**	*****
Разрешение по времени	**	-	*****
Разрешение по поверхностной топике	*	*	*****
Разрешение по глубине	*	*	*
Эффективность при органических поражениях	****	****	
Эффективность при функциональных нарушениях	*	*****	
Клиническая релевантность	*****	**	
Межлабораторная и международная стандартизация	*****	-	-
Объективность	****	*	*

Примечание: количество «звездочек» означает условное преобладание над альтернативным методом, « - » означает недостаток по данному аспекту диагностики, отсутствие знака – метод не имеет отношения к данному аспекту.

4.1. Особенности ЭЭГ при наличии патологий

Перед рассмотрением особенностей электроэнцефалографического сигнала, необходимо оговорить некоторые физиологические аспекты строения мозга человека. Основой мозга является так называемый ствол. На нем самом и в нем существуют сложные разнообразные структуры, которые управляют общей активностью человека, а также активностью специфической, т. е. например склонность к интеллектуальным или к физическим занятиям. Эти структуры первично оценивают информацию об окружающей внешней среде, формируют примитивную программу своего поведения, позволяют возбудиться коре или наоборот снять возбуждение. В общем случае, если кора возбудилась - это значит, что человек активизировал некоторые свои, к примеру, мыслительные функции, сложные ассоциативные функции, сложные движения. Возбужденная кора - обычное состояние человека, который бодрствует и осознает окружающую его действительность. Снижение возбуждения означает, что человек либо вошел в сонное состояние, либо ослабил корковый контроль над своими действиями. При этом кора оказывается заторможена, а нижние структуры - активны, может быть даже обострены, появляются обостренные реакции на внешние воздействия, человек находится в беспокойстве, тревоге. И эти стволовые структуры, которые регулируют деятельность коры, подкорковых структур, спинного мозга, и являются водителями ритма, регуляторами ритма

мозга. На сегодняшний день эта концепция главенствует в электроэнцефалографии. Генерация какого-либо конкретного частотного ритма вообще и ритмов по регионам возникает именно в центре, в стволе. Когда при анализе ЭЭГ происходит классификация по ритмам и оценка каждого из них отдельно, фактически это означает анализ корковой части мозга - она активизирована, или активизирована подкорковая структура, или нарушено взаимоотношение корковых и подкорковых структур. Таким образом, анализ ритмов ЭЭГ и является сутью электроэнцефалографии. Его результатом является заключение о том, есть ли в мозге какое-то поражение, если есть, то какая структура больше поражена, где расположен очаг патологической активности, присутствует или нет асимметрия между левым и правым полушарием мозга и т.д. /6, 7/. Об этом подробнее в главе 3.

В течение жизни человека его ЭЭГ претерпевает значительные изменения. При этом каждому возрасту соответствует определенный вид ЭЭГ. В норме эволюция ЭЭГ человека от рождения до старости представлена в приложении 1. Пример непатологичной ЭЭГ, характерной для взрослого человека, приведен на рис.1. Здесь и далее будем считать, что, согласно рис.10, лобным участкам соответствуют отведения Fp1, Fp2, F1, F2, центральным теменным - Tc1, Tc2, P1, P2, височным - T1, T2, T3, T4, T5, T6 и затылочным - O1, O2. Отведения с нечетными номерами соответствуют левому полушарию, с четными - правому.

Каждый рассматриваемый ритм характеризует различные состояния мозга. Например, бета-ритм - признак возбуждения корковых групп нейронов, медленные волны признак активности больших корковых групп нейронов и подкорковых структур и т.д.

Для более четкого представления о том, какие особенности электроэнцефалографического сигнала присущи некоторым видам патологий, и к тому же характерные различным возрастам, рассмотрим электроэнцефалограммы двух пациентов.

Первая ЭЭГ (Рис.6) принадлежит мальчику 6 лет. Особенности данной ЭЭГ следующие. Наличие генерализованного (т.е. проявляющегося одновременно по всем отведениям) всплеска тета- и дельта-волн означает, что большая группа нейронов, принадлежащих подкорковой структуре, в один момент испустила импульс. Для 6-ти лет - это нормальное явление. Для взрослого человека в ситуации, когда идет чрезмерное возбуждение стволовых структур (страх, перевозбуждение, реакция на внешнее воздействие) - это также считается нормальным. Когда же эта активность спонтанна, особенно в тот момент, когда человек спокоен, появляется часто, с высокой амплитудой, синхронизированная по всем отведениям, то это можно описать как явное перевозбуждение подкорковых структур /2/.

Далее, следуя по рассматриваемой ЭЭГ, необходимо отметить наличие последовательности дельта-волн, присутствующих одновременно во всех отведениях. Наличие медленных волн - признак снижения диэлектрических свойств среды мозга, другими словами, на данном участке мозга наблюдается пониженный уровень миелинизации. В этом случае возможен «пробой» этих структур, выражающийся в появлении генерализованных стволовых разрядов длительностью 0.5 - 1 с. Если возникает последовательность таких волн, длящаяся несколько секунд, то это можно трактовать как генерализованный судорожный приступ. Это значит, что мозг человека не подчиняется тонким законам регуляции функций, а весь охвачен возбуждением. В этот момент человек может не дышать, падать, не двигаться. Если у человека нет подобных внешних признаков, то это означает, что судорожный приступ имел место, но не успел охватить все структуры. У данного пациента подобная реакция возникает на пробе гипервентиляция. Во время этой пробы происходит повышение уровня углекислого газа в крови, а это приводит к возбуждению ствола мозга. Ситуация при этом похожа на удушье, когда организму не хватает кислорода и он при этом реагирует на нее повышением функций тех структур, которые за это отвечают, т.е. дыхательного центра, находящегося в стволе мозга.

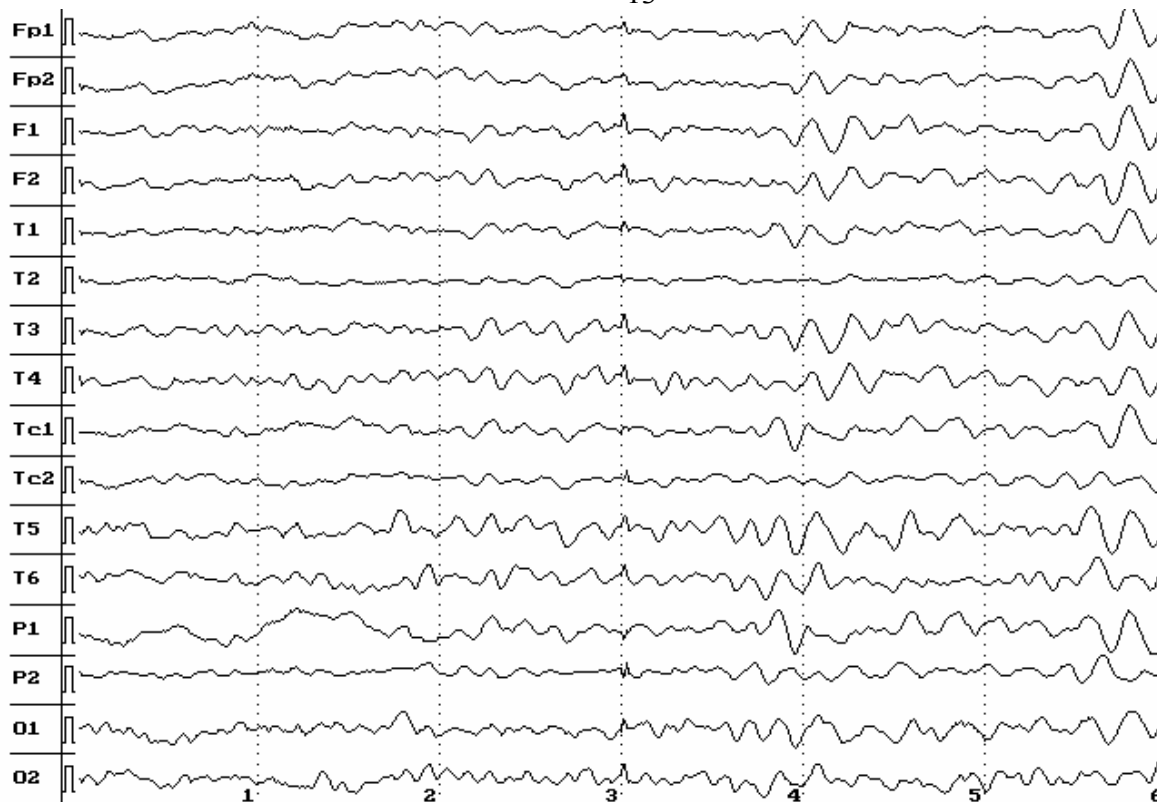


Рис. 6. Пример патологичной ЭЭГ ребенка

На понижение уровня кислорода организм отвечает реакцией возбудимости соответствующих структур ствола мозга, и на ЭЭГ возникают так называемые пароксизмы, имеющие вид синхронизированных по всем отведениям дельта-, тета-волн /2/. На данной ЭЭГ амплитуда пароксизмов слева больше, чем справа, т.е. имеет место межполушарная асимметрия, пароксизмы представляют собой разряды тета-волн, возникающие в нижележащих подкорковых структурах. Если у человека, после заболевания ствола мозга, инсульта, черепно-мозговой травмы, опухоли, подобные явления участились, это означает, что мозг испытывает какое-то активное воздействие и начинает возбуждаться. ЭЭГ сигнализирует, что у него начались проблемы. Если такая реакция есть у ребенка, это может означать, что он легко может выдать и какую-нибудь эмоциональную реакцию и этим ограничиться. Если бы у него были тенденции к удлинению периода разрядов, их генерализации, превращению из тета-волн в дельта-волну, то можно было бы судить о том, что имеет место судорожная активность мозга.

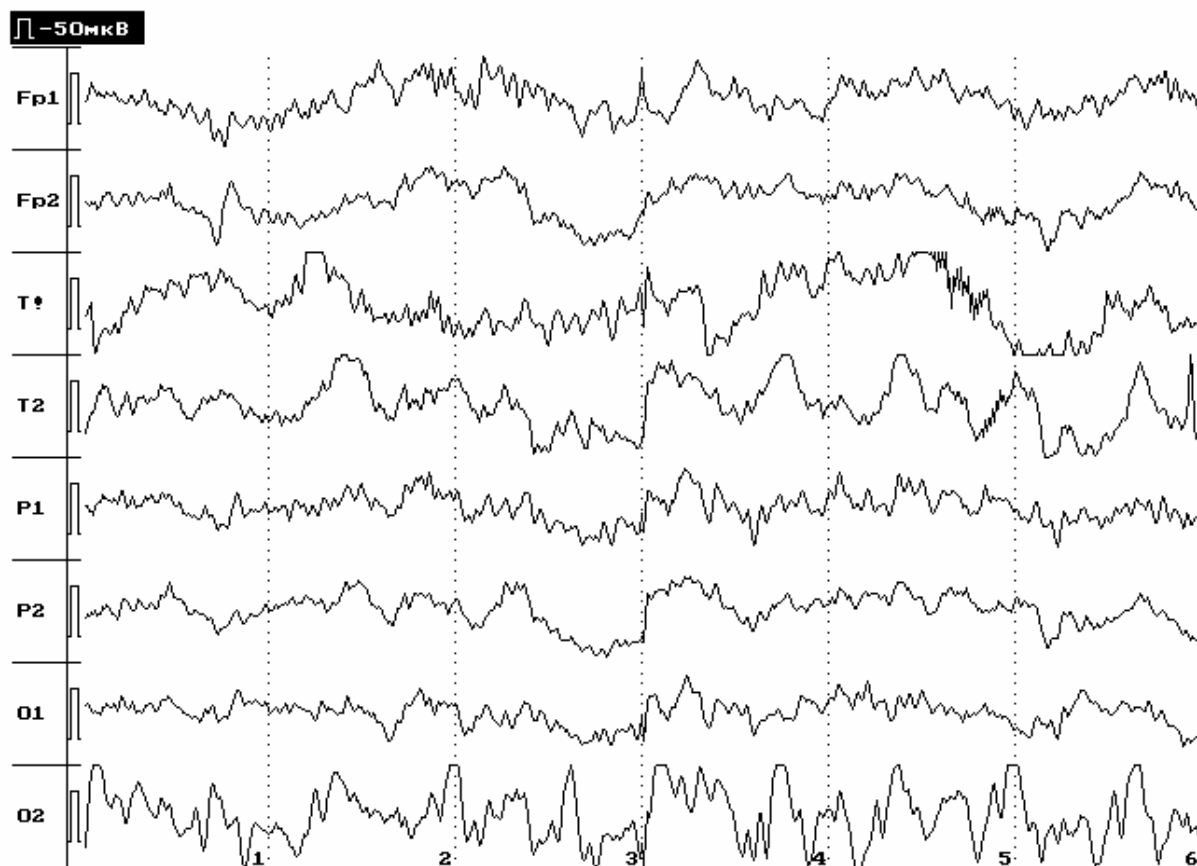


Рис. 7. Пример патологичной ЭЭГ взрослого человека

Вторая из рассматриваемых ЭЭГ принадлежит взрослому человеку, перенесшему черепно-мозговую травму - перелом затылочной кости справа (см. рис.7) Там же, справа, возникла гематома. ЭЭГ регистрировалась в реанимации с целью прогноза, жив мозг или нет.

Предлагаемая ЭЭГ характеризуется дезорганизацией ритмов во всех отведениях, видна четкая межполушарная асимметрия по амплитуде. Основным преобладающим на данной ЭЭГ частотный ритм - дельта. Также стоит отметить наличие генерализованного альфа-ритма, который в данной ситуации можно назвать альфа-кома. Альфа-кома означает присутствие на фоне почти плоской ЭЭГ коротких участков периодического дельта и альфа-ритма, характеризующих резкое угнетение мозга. Если альфа-ритм - генерализован, то он испускается стволом мозга, но при этом стоит помнить, что если на поверхности скальпа имеем альфа-ритм, то в стволе это может быть бета-ритм, трансформировавшийся в альфа-ритм после прохождения разных структур мозга и черепной кости.

Рассмотрим особенности ЭЭГ при наиболее часто встречающейся патологии - опухолях головного мозга. Анализируя ЭЭГ при опухолях, можно разделить их по степени выраженности общемозговых изменений биоэлектрической активности.

При легких общемозговых нарушениях на фоне дезорганизации альфа-ритма с заостренной формой и неравномерностью амплитуды альфа-колебаний в 2-3 раза увеличивается вольтаж бета-колебаний. Появляются низкоамплитудные дельта-волны, одинаково выраженные во всех областях обоих полушарий.

Выраженные общемозговые изменения ЭЭГ характеризуются преобладанием по всем областям обоих полушарий дельта-волн различного периода и амплитуды при сохранности альфа-ритма на их фоне. Межполушарная асимметрия ЭЭГ проявляется лишь при функциональных нагрузках, когда реакция активации на стороне опухоли отсутствует, а на противоположной стороне проявляется в той или иной форме.

Грубые общемозговые изменения ЭЭГ отличаются устойчивым доминированием по всем областям обоих полушарий медленных волн большого периода (1-2,5 колебания в секунду) при

отсутствии альфа- и бета-колебаний. Реакция активации на внешние раздражения почти отсутствует с обеих сторон /11/.

Все описанные выше особенности, выделяемые при анализе ЭЭГ, позволяют очертить круг задач, необходимых для решения с помощью средств цифровой обработки.

Выделение ритмов, с определением параметров каждого ритма. К параметрам ритмов следует отнести среднюю амплитуду, эффективную частоту, частотный спектр ритма, преобладание по зонам, степень модуляции, амплитудную и частотную асимметрию между полушариями и зонами, вид пиков рассматриваемого ритма (острые или сглаженные).

Идентификация феноменов. Наиболее важное значение имеют спайки, комплекс пик - медленная волна, генерализованные и одиночные острые волны, генерализованная медленноволновая активность. Наличие подобных феноменов позволяет судить о судорожной или эпилептической активности. При этом важно определять параметры феноменов, их длительности и длительности их серий, амплитуду, степень генерализации.

Информация о наличии или отсутствии корреляции. Определение с помощью автокорреляционной функции доминирующего периодического процесса, его устойчивости, средней частоты и выраженности, а с помощью кросскорреляционной функции - степени сходства или связи двух ЭЭГ.

Определение реакции усваиваемости или активации ритма при наличии внешней периодической стимуляции при помощи корреляционных функций, функций когерентности.

4.2. Применение спектрально-корреляционных методов анализа

Перед тем, как приступить к описанию методов, с помощью которых автоматизируется анализ ЭЭГ, необходимо сделать одно допущение. Все нижеперечисленные методы, согласно теории обработки сигналов, могут быть применимы для стационарных случайных процессов /9, 23/. Очевидно, что ЭЭГ таковым процессом не является. Обычно в таких случаях при анализе выбирают участки, которые условно можно считать стационарными или, иначе, квазистационарными, и длина которых достаточно велика для получения статистически разумных результатов.

Другой особенностью, выявленной при проведении экспериментов с некоторым достаточно большим количеством ЭЭГ, является то, что в данном случае оценка процесса является скорее качественной, чем количественной. По крайней мере, для электроэнцефалографии нет каких-либо нормативных таблиц основных параметров сигнала, как это имеет место в электромиографии или кардиографии, и каждая ЭЭГ может характеризоваться своей определенной совокупностью параметров. Эти параметры варьируются для разных ЭЭГ, которые при этом могут относиться к одному из классов патологии или быть в норме. Применение алгоритмов обработки стационарных сигналов для анализа ЭЭГ в данном случае можно считать переходом от одной формы отображения информации к другой, более удобной, компактной и информативной. Также стоит отметить, что широко используемые методы обработки ЭЭГ, в общем-то, не учитывают ее биологический генез, а рассматривают ее как некий колебательный процесс и, как следствие, получаемые таким образом результаты не всегда удовлетворяют пользователя. И тот факт, что ЭЭГ представляет собой интегральную оценку электрофизиологической деятельности миллиардов элементарных источников, к тому же отфильтрованной естественными костно-тканевыми распределенными фильтрами, позволяет сказать, что использование рядов Фурье, корреляционного анализа для обработки ЭЭГ можно рассматривать только как более удобное в некоторых случаях изображение той же ЭЭГ и не более. Если в целом процесс анализа ЭЭГ от момента регистрации до постановки заключения рассматривать через призму теории формальных языков, то применение таких методов можно считать первым этапом компиляции, иначе называемым лексическим анализом /17, 18, 24/.

Для компьютерного анализа сжатие ЭЭГ, по возможности без потери диагностической информации, является чрезвычайно важным обстоятельством, поскольку уменьшает объем

обрабатываемых данных и дает возможность быстро классифицировать энцефалограммы. К примеру, если анализировать сами числовые отсчеты сигнала, то, во-первых, этот процесс займет огромное время, а во-вторых, вариабельность самих ЭЭГ, относящихся к одной и той же патологии, очень высока и какая-либо классификация невозможна. Для представления ЭЭГ в сжатом виде возможно использование различных алгоритмов сжатия. В [29] рассмотрено параметрическое описание ЭЭГ с помощью авторегрессионного анализа, которое, среди прочих возможностей, позволяет получить математическую модель сигнала, осуществив тем самым сжатие информации, присутствующей в исходной ЭЭГ.

Пусть $x(t)$ - исследуемый сигнал, а x - дискретные значения этого сигнала, предшествующие рассматриваемому моменту. Для предсказания текущего значения x используем линейный предсказывающий (экстраполирующий) фильтр:

$$\tilde{x}_i = \sum_{j=1}^m \tilde{\beta}_j x_{i-j} \quad (4.2.1)$$

где \tilde{x}_i - предсказанное значение, $\tilde{\beta}_j$ - эмпирические коэффициенты авторегрессионной модели. Эти коэффициенты могут определяться по $(2N+1)$ отсчетам процесса $x(t)$ вблизи некоторой исходной точки, условно принимаемой за ноль отсчета. Для оценивания коэффициентов, прежде всего, подсчитывается $(m+1)$ значение ординат текущей корреляционной функции:

$$\hat{R}_{xx}(n \cdot \Delta) = \frac{1}{2N+1-n} \sum_{i=-N}^{N-n} x_i x_{i+n}; \quad n=0, 1, 2, \dots, m. \quad (4.2.2)$$

а затем определяются оценки $\hat{\beta}_j$, $j=1, 2, \dots, m$ путем решения системы m линейных алгебраических уравнений:

$$\sum_{j=1}^m \hat{\beta}_j \hat{R}_{xx}[|k-j|\Delta] = -\hat{R}_{xx}(k\Delta); \quad k=1, 2, \dots, m. \quad (4.2.3)$$

На каждом i -м такте с помощью уравнения (4.2.3) с найденными коэффициентами $\hat{\beta}_j$ можно рассчитать ошибку предсказания

$$e_i = x_i - \tilde{x}_i. \quad (4.2.4)$$

Эта ошибка характеризует мгновенное значение неточности предсказания с помощью данного экстраполирующего фильтра. Последовательность значений e_i , e_{i-1} , e_{i-2} , ... является последовательностью случайных величин (временным рядом) и для нее также можно ввести понятие текущей эмпирической корреляционной функции:

$$\hat{R}_{ee}(i, s) = \frac{1}{M-s} \sum_{q=0}^{M-s-1} e_{i-q} e_{i-q+s}, \quad (4.2.5)$$

Для разделения ЭЭГ на отдельные квазистационарные сегменты введем показатель E , характеризующий суммарно степень несоответствия предсказанных и реальных свойств случайного процесса:

$$E_i = \left[\frac{\hat{R}_{ee}(0,0)}{\hat{R}_{ee}(i,0)} - 1 \right]^2 + 2 \sum_{s=1}^p \left[\frac{\hat{R}_{ee}(i,s)}{\hat{R}_{ee}(i,0)} \right]^2, \quad (4.2.6)$$

Сопоставляя значение E с некоторым пороговым значением θ_1 , можно установить тот момент времени, когда $E > \theta_1$ и значит, по-видимому, сигнал изменил свои свойства. Тем самым устанавливают факт перехода к новому квазистационарному сегменту, причем выявленную временную точку выбирают в качестве исходной ($l=0$), после чего все расчеты повторяют.

Для решения вопроса о том, имеет ли место переход к новому сегменту или же наблюдается начало некоторой нестационарной волны (т.е. своего рода детерминированный аддитивный дрейф), предлагают вводить ограничение ошибки предсказания в соответствии с формулой:

$$e_i = \begin{cases} e_i, & \text{if } |e_i| \leq \theta_2, \\ \theta \cdot \text{sign } e_i, & \text{if } |e_i| > \theta_2 \end{cases} \quad (4.2.7)$$

При этом нестационарные волны практически не будут влиять на процесс сегментации. Одновременно соотношение (4.2.7) дает критерий для их выявления.

Параметрические описания такого типа фактически позволяют существенным образом уменьшить количество информации, необходимой для представления ЭЭГ: вместо отдельных отсчетов для представления кривой можно использовать соответствующую модель фильтра с числом коэффициентов, значительно меньшим, чем число исходных дискретных отсчетов. Как правило, таким способом удастся добиться сжатия цифрового представления ЭЭГ в 30-50 раз. Однако при длительностях записи ЭЭГ в несколько минут объемы данных все равно будут достаточно большими. Кроме того, такой метод представления далеко не всегда позволяет сохранить диагностически ценную информацию, а ее потеря может сказаться при дальнейшем анализе ЭЭГ и формировании заключения. К тому же спектрально-корреляционные методы имеют преимущество над авторегрессионным в том, что их результаты можно использовать для визуальной оценки происходящих процессов - электроэнцефалографисты привыкли к таким способам представления ЭЭГ, чего нельзя сказать об авторегрессии.

Другим возможным подходом к проблеме представления ЭЭГ в сжатом виде с помощью алгоритмов цифровой обработки является так называемый турн-амплитудный анализ. Достоинством его является относительная известность среди врачей-нейрофизиологов (особенно электромиографистов, где он эффективно применяется) и простота по сравнению даже со спектральными оценками. Фактически, на ранних этапах автоматизированной диагностики он заменял построение спектра мощности сигнала. Несмотря на появление новых методов, на сегодняшний день турн-амплитудный анализ является едва ли не основной методикой при исследовании мышечной активности. Смысл ее в том, чтобы подсчитать в сигнале число так называемых турнов в секунду. Турном (от английского turn - поворот) называется перемена знака изменения потенциала при условии прохождения им до очередного поворота разности потенциалов не менее определенного порога (для миографии обычно он установлен в 100 мкВ). Таким образом, принимаемый сигнал разбивается на участки по 1 секунде, и на каждом таком участке находится количество турнов и их средняя амплитуда. По значениям этих параметров в каждой такой точке строится график, представленный на рис.8, где на пересечении этих значений ставится крестик. После проведения обследования получается облако из таких крестиков, которое и несет смысловое значение для врача. Существуют нормативные облака, с которыми сравнивается полученное и определяется наличие какого-либо патологического процесса в мышце [1, 22]. Положение облака на графике, а также его разброс дает представление об амплитуде и длительности пиков, т.е. фактически дает амплитудно-частотную оценку процесса. Важное значение имеет также значение отношения средней амплитуды к числу турнов за 1 секунду.

Специалисты-нейрофизиологи считают, что турн-амплитудный анализ является своего рода заменой спектральной оценки сигнала. По крайней мере, величина обратная числу турнов в секунду дает значение средней частоты односекундной выборки сигнала, а также амплитуду этой частоты. При анализе биомедицинских сигналов этого бывает достаточно. Что касается электроэнцефалографии, то такая оценка будет явно недостаточной для получения полного описания процессов на ЭЭГ.

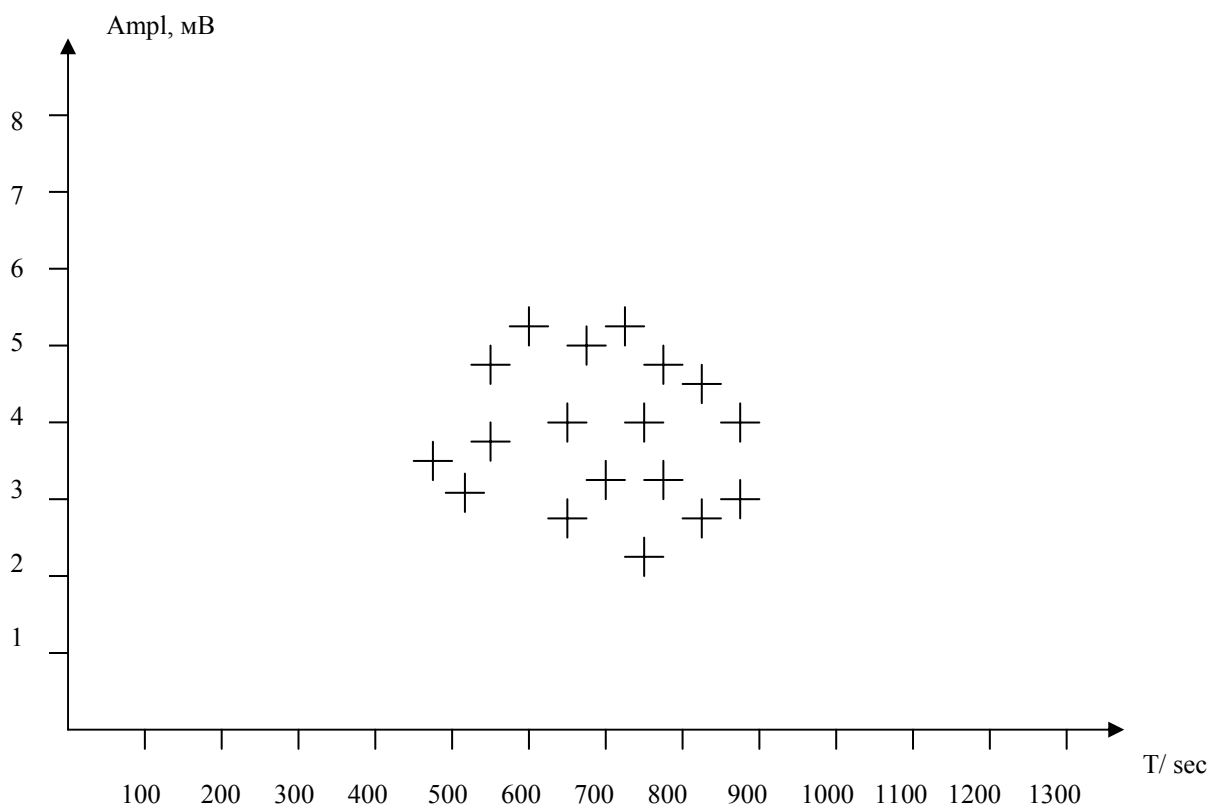


Рис. 8. Пример облака турн-амплитудного анализа.

При дальнейшем рассмотрении условимся, что ЭЭГ-сигнал представляет собой массив цифровых данных, который получен с пациента и хранится на жестком диске компьютера.

Несмотря на то, что некоторые специалисты считают достаточным визуального просмотра ЭЭГ, большую популярность начинают завоевывать методы математической обработки и представления сигналов. Так как в энцефалографии основными параметрами являются частота и амплитуда, то необходимо иметь методы оценки сигнала с помощью амплитудно-частотных характеристик. Наибольшее распространение получили методы вычисления спектра мощности сигнала и построение топокартограмм головного мозга с помощью цветового представления амплитуды. Для этого обычно используют преобразования Фурье или, адаптированное для спектрального анализа ЭЭГ, преобразование Berg. Рассмотрим основные алгоритмы определения спектра сигнала.

Первый и наиболее часто используемый способ - использование алгоритма быстрого преобразования Фурье (БПФ). В настоящее время существует множество программных пакетов, созданных специально для реализации алгоритмов БПФ. Но как показывает практика, использование классического БПФ не всегда удовлетворяет пользователя. Во-первых, несмотря на разнообразие способов ускорения этого алгоритма (оптимизация по периоду анализа, перевод некоторых функций на язык ассемблера) работает он достаточно медленно. Во-вторых, преобразование Фурье обладает некоторыми особенностями, которые отчасти затрудняют согласование получаемых с его помощью данных с данными визуального анализа. Суть их заключается в том, что на ЭЭГ медленные колебания имеют большую амплитуду и длительность, чем высокочастотные. В связи с этим в спектре, построенном по классическому алгоритму Фурье, наблюдается диспропорциональное преобладание низких частот. Для обхождения этого разработано преобразование Berg, специально адаптированное к детектированию быстрых изменений в спектре ЭЭГ и выравнивающее его в зависимости от частоты $/1/$.

Процедура вычисления преобразования Berg основывается на тех же принципах, что и преобразование Фурье, однако с тем отличием, что для каждой полосы спектра в исследуемой ЭЭГ анализ выбирается обратно пропорционально частоте и составляет: $T = 16/f$ (с). Так, соответственно частота 2 Гц вычисляется за 8 с, 4 Гц - за 4 с, 6 Гц - за 2,6 с и т.д. Это преобразование дает результаты более соответствующие субъективным оценкам визуального анализа ЭЭГ при большей точности и надежности информации и особенно пригодно для детектирования быстро меняющихся колебаний на ЭЭГ, что обеспечивается подчеркиванием более быстрых частот в спектре.

Оба эти алгоритма хороши в том случае, если нет необходимости в высокой скорости обработки процесса. В электроэнцефалографии, когда анализу подвергаются участки записи в несколько десятков секунд, а иногда и минут, они не всегда могут удовлетворять потребностям пользователя или будут требовать мощных и, естественно, дорогих вычислительных ресурсов. Поэтому возникает необходимость разработки более скоростного метода разложения и представления сигнала. Причем следует учитывать, что в данном случае не нужна сверхвысокая точность расчетов, поскольку все же математические методы оценки ЭЭГ дают скорее качественную, чем количественную оценку протекающим процессам. Учитывая эти особенности, здесь для анализа электроэнцефалографического сигнала представлен алгоритм, который можно назвать дискретным преобразованием Фурье с прореживанием по времени. Справедливость использования данного алгоритма объясняется следующим. Так как частоту дискретизации для ЭЭГ не рекомендуется выбирать меньше, чем 200 Гц, а диапазон значимых частот располагается в пределах от 1 до 25 Гц (верхняя частота низкочастотного бета-диапазона), то можно выполнить прореживание дискретного ЭЭГ сигнала по времени и использовать для анализа каждую четвертую точку. Это равносильно тому, что частота дискретизации уменьшится до 50 Гц. Согласно теореме Котельникова-Шеннона [8] при такой частоте дискретизации без искажения будет передана верхняя полоса в 25 Гц. Для некоторых алгоритмов представления ЭЭГ такое значение будет удовлетворять (в частности для реализации картирования).

Известно, что любой гармонический сигнал, при разложении его на комплексной плоскости, имеет две составляющие синусную и косинусную. Поэтому для применения алгоритма дискретного преобразования Фурье необходимо задать массивы значений синусов и косинусов каждой представленной частоты. Точность разложения равна необходимой точности представления частот. Причем длительности этих массивов должны быть равными длине окна анализа алгоритма преобразования Фурье. Согласно теории разложения сигнала в ряд Фурье для расчета предлагаются следующие формулы:

$$SINP = \left(\sum_{i=1}^{len} Mas[4 * i] * SIN[i] \right) / len , \quad (4.2.8)$$

$$COSP = \left(\sum_{i=1}^{len} Mas[4 * i] * COS[i] \right) / len , \quad (4.2.9)$$

$$REZ = \sqrt{SINP^2 + COSP^2} , \quad (4.2.10)$$

где Mas - входной массив дискретных значений ЭЭГ-сигнала;

len - длительность окна анализа;

COS - массив косинусов данной частоты;

SIN - массив синусов данной частоты;

REZ - результирующее значение амплитуды сигнала для конкретной частоты.

Данная последовательность формул выполняется для всех вычисляемых частот (при этих условиях от 1 до 25 Гц). После нахождения всех значений амплитуды для всех частот алгоритм

разложения сигнала можно считать законченным. Как правило, для ЭЭГ шаг разложения сигнала по частоте не превышает 1 Гц.

В случае необходимости определения амплитудных показателей для более высоких частот, прореживание по времени необходимо проводить так, чтобы удовлетворять теореме Котельникова-Шеннона.

Метод построения модели распределения биопотенциалов головного мозга, называемый иначе картированием, еще совсем недавно не был принят международной ассоциацией невропатологов. Лишь в последнее время, благодаря использованию быстродействующих процессоров, позволяющих реализовать сложные алгоритмы обработки ЭЭГ-сигнала и выдачи на экран их результатов в виде карт за сравнительно небольшое время, произошел толчок в этом направлении и разработчики подобного рода систем стали применять в своих работах данный метод. Однако все известные алгоритмы имеют один общий недостаток - они зависят от того, в каком конкретном месте на голове расположены датчики. Это неудобно в том смысле, что если изменяется схема расположения датчиков или изменяется их число, то необходимо вносить изменения и в сам алгоритм. В представляемой работе был разработан вариант алгоритма картирования, который не зависит ни от числа датчиков, ни от их расположения. Единственное требование для его корректной работы - представить точную схему размещения при каждом очередном включении режима картирования. В электроэнцефалографических системах такие схемы обычно заносятся заранее перед проведением обследований. Считаем, что входными данными для работы данного алгоритма является сама ЭЭГ, а результатом работы четыре карты, соответствующие основным частотным диапазонам дельта, тета, альфа и бета. Последовательность действий при картировании следующая.

- выбирается сигнал для картирования. Это может быть как какой-либо участок ЭЭГ, так и вся записанная проба.

- далее происходит определение средней амплитуды ЭЭГ для каждого ритма и каждого канала. Это можно выполнить двумя способами. Первый заключается в следующем.

- Производится вычисление спектра мощности ЭЭГ-сигнала для каждого канала. Для этого можно использовать различные алгоритмы цифровой обработки. В данном случае применим алгоритм БПФ со значением минимальной различимой частоты сигнала в 1 Гц. Учитывая то, что для корректного представления ЭЭГ частота дискретизации должна быть не менее 200 Гц (согласно требованиям Международной ассоциации невропатологов), для реализации алгоритма БПФ целесообразно брать участки длиной в 256 отсчетов (ближайшее большее 200 число, соответствующее степени двойки). Таким образом получим значения амплитуд для каждой точки в частотном диапазоне от 1 до 25 Гц с шагом в 1 Гц. Длина выборки сигнала для картирования не может быть меньше 256 значений или, при частоте дискретизации 200 Гц, 1.25 секунды. Конечно, для получения более точного значения гармоник необходимо взять как можно более длинный интервал, но в этом случае теряется динамика процесса, а также возникает вероятность искажения общей картины из-за появления коротких высокоамплитудных всплесков. Поэтому, поскольку в картировании важна качественная оценка амплитуд и очень важна динамика процесса, то необходимо остановиться на минимально возможном интервале для оценки нижней частоты при картировании.

• По графику спектра выделяются отдельные частотные ритмы для каждого отведения и для каждого такого ритма находится среднее значение амплитуды. Эти значения примем как амплитудный показатель конкретного ритма для каждого отведения и будем использовать их для дальнейших расчетов.

Наносится координатная сетка на схематическое изображение проекции головного мозга на какую-либо плоскость (обычно используется вид сверху). Для этого определяется необходимое число узлов данной сетки. В процессе экспериментов было получено, что оптимальна по скорости и полноте представления сетка 8 x 6. (Рис.9)

Определяется среднее амплитудное значение в каждом узле координатной сетки, учитывая суммарное влияние на них сигналов со всех отведений ЭЭГ. В данном случае используется принцип суперпозиции полей и значения в узлах сетки зависят от расстояния до точек наложения датчиков на поверхность головного мозга. Для расчета используется следующая формула:

$$U = \sum_{Ch=1}^N (A[Ch] * \mu[Ch]) , \quad (4.2.11)$$

где Ch - номер текущего канала;

N - число каналов;

A - средняя амплитуда каждого отведения;

μ - коэффициент, получаемый в результате расчетов с использованием уравнения Пуассона /31/, характеризует затухание сигнала в диэлектрической среде, каковой является мозг человека, а также зависит от расстояния между точкой расположения датчика и точкой в узле, где рассчитывается значение потенциала. При этом считалось, что влияние каждого отведения не должно перекрываться более чем на 20 %, а также не должно быть участков не охваченных полем какого-либо канала.

Имея значения амплитуды в узлах сетки, можно определить эти значения в любой точке плоскости, охваченной сеткой. Общее число точек карты зависит от разрешения применяемого видеоадаптера персонального компьютера /27, 28/. Это возможно благодаря применению такого математического метода, как двумерная интерполяция. В нашем случае будем рассматривать линейную двумерную интерполяцию. Суть ее использования в следующем:

- начинаем рассматривать первую область, охваченную прямоугольником с координатами вершин (1,1) (2,1) (2,2) (1,2). Значения амплитуд в данных точках известны;
- определяем так называемые коэффициенты изменения амплитуды, обозначаемые соответственно d1 и d2, на участках (1,1) (2,1) и (2,1) (2,2) (т.е. вдоль оси X) по формуле (4.2.12). Теперь мы можем определить амплитуду всех реальных точек, заключенных между узлами (1,1) (2,1) и (2,1) (2,2) на соответствующих отрезках по формуле (4.2.13).

$$d = (A2-A1)/n , \quad (4.2.12)$$

где A1 и A2 - амплитуды соответственно начальной и конечной точек отрезка (узлах);

n - число реальных точек на отрезке.

$$Ak = A1 + d*k , \quad (4.2.13)$$

где k - номер точки из диапазона [1... n-1].

- теперь определяем коэффициент изменения амплитуды между точками (1,1) и (1,2) (по оси Y) по формуле (4.2.12). Затем находим амплитуду всех реальных точек между узлами (1,1) и (1,2) по формуле (4.2.13);

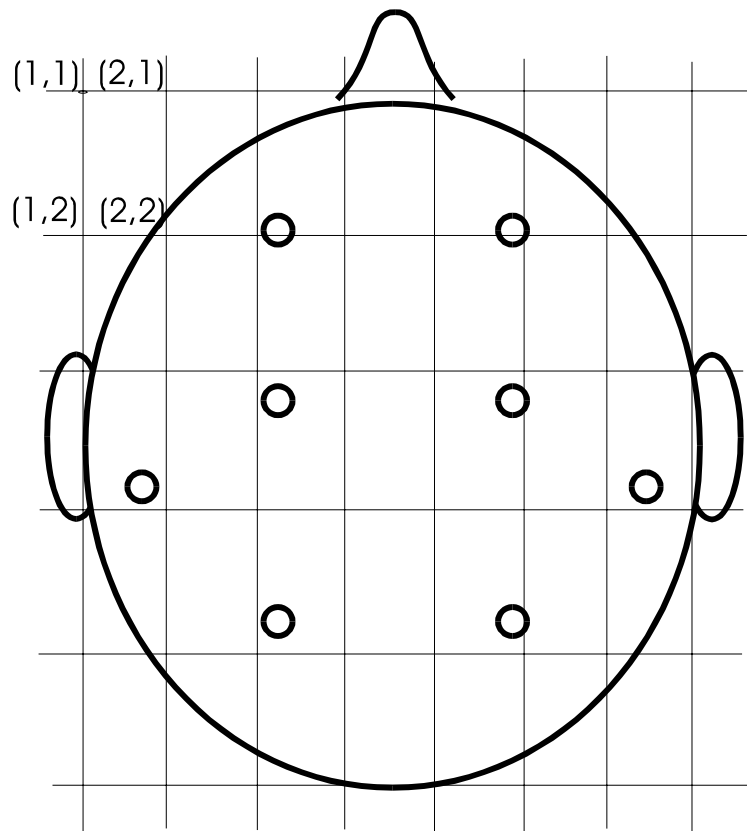


Рис.9. Демонстрация алгоритма картирования

- берем для расчета следующий отрезок, находящийся между реальными точками, принадлежащими сторонам $(1,1)$, $(2,1)$ и $(2,1)$, $(2,2)$ и повторяем предыдущую процедуру. Таким образом рассчитываем все точки, принадлежащие прямоугольной области с координатами вершин $(1,1)$, $(2,1)$, $(2,2)$, $(1,2)$;
- далее берется для расчета следующая область и повторяются все вышеперечисленные действия.

Таким образом, в результате определяются все амплитудные значения, принадлежащие построенной координатной сетке. Конечно, для повышения точности расчетов и точности представления можно было бы использовать и другие методы интерполяции, например полиномы Лагранжа, Ньютона или сплайн-аппроксимацию, но учитывая требования по скорости обработки, а также то, что картирование является методом качественной, а не количественной оценки ЭЭГ, остановимся именно на линейной интерполяции;

Определяются точки, принадлежащие схематической области, обозначающей проекцию головного мозга;

Согласно выбранной цветовой шкале определяется цвет, кодирующий амплитуду каждой такой точки и она наносится на топокартограмму.

Особое внимание следует уделить подбору цветов для картирования. Обычная цветовая гамма, содержащая 16 стандартных цветов, в данном случае не подходит по причине отсутствия плавного перехода одного цвета в другой. Их использование не даст возможности четкой визуальной оценки наличия очагов в ЭЭГ. Поэтому используют несколько базовых цветов и формируют их оттенки. Обычно при картировании более темные “холодные” цвета (темно-синий, синий, темно-зеленый, зеленый) используют для представления низкоамплитудных областей, а яркие “теплые” - для высокоамплитудных.

В электроэнцефалографии возможно применять несколько видов картирования. Наиболее известный из них - абсолютное.

В режиме абсолютного картирования цветом представляется абсолютное значение амплитуды сигнала. При этом выбирается максимальное значение, выше которого считается грубой патологией (обычно это 100-150 мкВ). Амплитуда выше этого максимума изображается белым цветом. Остальные значения распределяются согласно основной цветовой шкале относительно максимума. Пример построения карты в режиме абсолютного картирования представлен на рис.11, согласно схеме расположения датчиков, изображенной на рис.10.

В работе над реализацией алгоритма построения топокартограмм были предложены еще два вида, которые условно можно назвать относительное и нормативное картирование. При относительном картировании вначале определяется максимально полученное значение амплитуды для каждого ритма. Это значение берется за 100%. Остальные показатели определяются в процентном отношении от максимума. Далее строится карта по полученным процентным значениям амплитуды в каждой точке. Этот режим необходим для случая низкоамплитудной ЭЭГ, когда в режиме абсолютного картирования она представлена небольшим количеством цветов и сразу не возможно определить наличие очагов и степень распределения амплитуды.

В режиме нормативного картирования максимальные значения амплитуды, являющиеся верхней границей нормы, определены для каждого ритма отдельно. Для дельта- и тета-ритмов они составляют 60-80 мкВ. Для альфа-ритма и бета-ритма - соответственно 110-120 мкВ и 30-40 мкВ. И далее разложение в цветовую гамму идет аналогично режиму абсолютного картирования с той разницей, что для различных ритмов один и тот же цвет обозначает различный амплитудный диапазон. Поэтому для каждого ритма строится своя цветовая шкала.

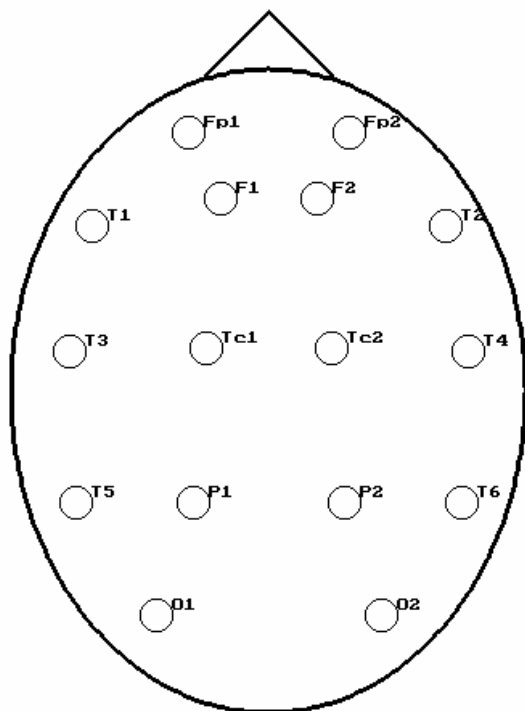


Рис. 10. Пример размещения датчиков на голове

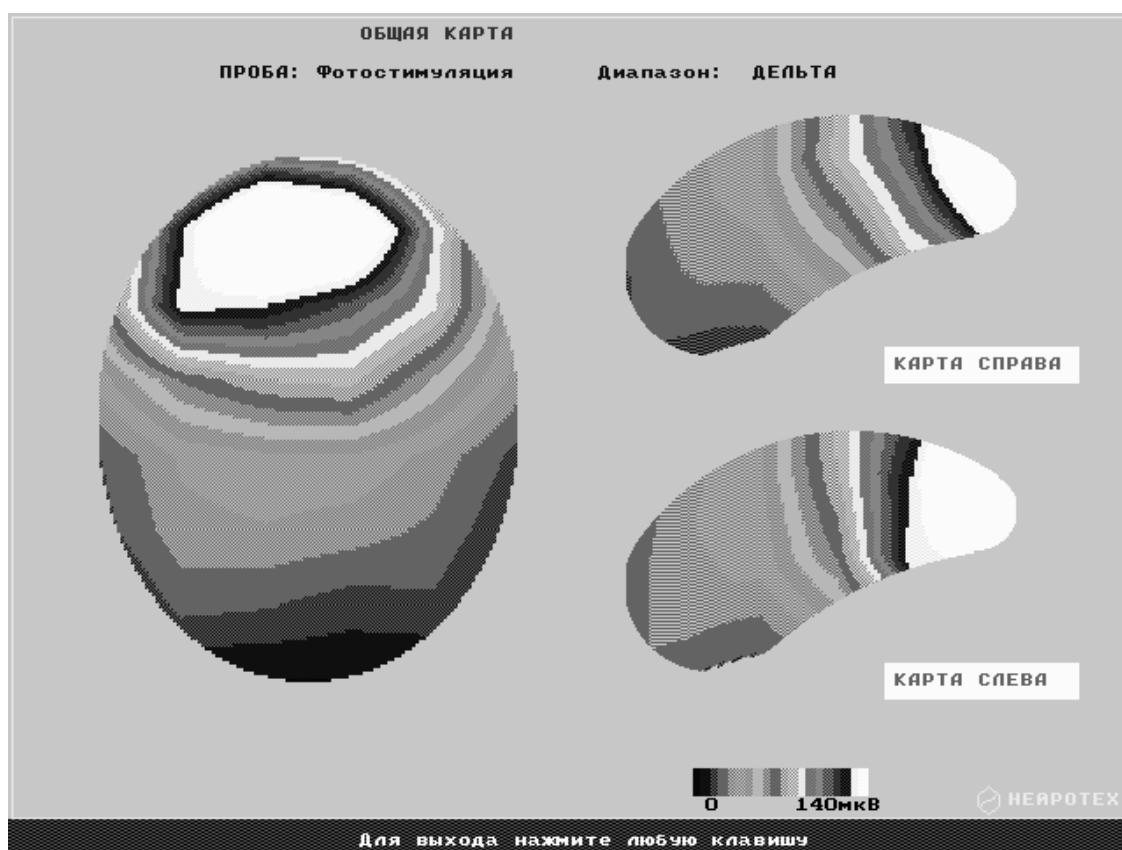


Рис. 11. Пример построения топокартограммы

Современные представления об ЭЭГ дают толчок развитию таких методов обработки сигнала, как автокорреляционный, кросскорреляционный анализ, разновидности спектральных характеристик, частотные виды анализа /7/.

К методам корреляционного анализа можно отнести построение автокорреляционной и кросскорреляционной функции /9, 11, 32/.

Для определения автокорреляционной функции используется следующее соотношение:

$$K_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} X(t)X(t+\tau)dt, \quad (4.2.14)$$

где X - рассматриваемый сигнал.

Автокорреляционная функция стационарных процессов обладает следующими свойствами:

1. Она является четной, т.е.

$$K_{xx}(\tau) = K_{xx}(-\tau), \quad (4.2.15)$$

Это следует из определения стационарного процесса, т.е. из условия независимости его характеристик от начала отсчета времени.

2. Абсолютное значение функции автокорреляции при любом τ не может превышать ее значение при $\tau=0$.

3. Для стационарных случайных процессов справедливо соотношение

$$\lim_{\tau \rightarrow \infty} K(\tau) = 0, \quad (4.2.16)$$

Физически это соотношение объясняется тем, что случайные стационарные процессы обычно имеют конечное время корреляции [9].

Использование автокорреляционной функции является наиболее мощным средством выделения гармонических колебаний в случайном процессе. При этом можно находить числовые величины, характеризующие обрабатываемую ЭЭГ [11]:

1. средняя частота (средний период) периодических колебаний;
2. периодичность процесса - коэффициент отношения мощности периодической (квазипериодической) составляющей к мощности случайной составляющей;
3. устойчивость периодики - время затухания автокорреляционной функции.

Средний период колебаний на коррелограмме определяется путем подсчета времени задержки между вершинами волн и определения среднего значения (4.2.17). Эту величину также можно представить в виде средней частоты колебаний.

$$T_{cp} = \left(\sum_{i=1}^N t_i \right) / N, \quad (4.2.17)$$

где N – количество вершин волн;

t_i – время задержки между соседними волнами.

Коэффициент периодичности процесса определяется следующим образом:

1. производится измерение отклонений на коррелограмме каждого колебания от пика до пика;
2. вычисляется средняя величина амплитуды колебания:

$$A_{cp} = \left(\sum_{i=1}^N A_i \right) / N, \quad (4.2.18)$$

3. определяется половина от этой средней амплитуды, которая представляется как средняя амплитуда периодической составляющей на данной коррелограмме:

$$A_{\Pi} = A_{cp} / 2, \quad (4.2.19)$$

4. определяется разница между максимальным значением автокорреляционной функции (оно определяется при нулевом значении времени $\tau=0$) и вычисленным средним значением амплитуды периодической составляющей, - эта разница отражает амплитуду случайной составляющей:

$$A_c = A\Phi(0) - A_{\Pi}, \quad (4.2.20)$$

5. вычисляется отношение средней амплитуды периодической составляющей к амплитуде случайной составляющей. Эта количественная величина характеризует выраженность периодики на данной ЭЭГ:

$$K_{\Pi} = A_{\Pi} / A_c, \quad (4.2.21)$$

Устойчивость периодики определяется по величине задержки, при которой амплитуда периодических колебаний на коррелограмме уменьшалась до 10% от максимальной.

Фоновая ритмика ЭЭГ не является строго периодическим процессом, ее лишь приближенно можно так называть, т.е. она ближе к квазипериодическому процессу. В этом случае периодика на автокоррелограмме затухает и тем быстрее, чем процесс больше отличается от истинно периодического. Вообще, на ЭЭГ можно отметить три вида процессов: непериодический или случайный - типичным примером которого может служить ЭЭГ без доминирования какого-либо ритма; квазипериодический, каким является, например альфа-активность в затылочных отделах; периодический, наблюдаемый при усваивании ритма в пробах фото- и фоностимуляции /11/. (См. рис.12) Это дает возможность, анализируя автокорреляционную функцию, определить реакцию усваиваемости или активации ритма при наличии внешней периодической стимуляции, т.е. оценить реактивную ЭЭГ. Также, как было отмечено выше, важным элементом анализа является идентификация доминирующего ритма анализируемой ЭЭГ, что также позволительно сделать благодаря автокорреляционной функции.

Поскольку, как было отмечено выше, при анализе ЭЭГ специалисту необходимо получать информацию о параметрах частотных ритмов, при рассмотрении автокорреляционной функции в рамках обработки ЭЭГ было установлено, что для углубленного исследования сигнала с ее помощью целесообразно полосовыми фильтрами выделить основные частотные ритмы, а затем построить их автокоррелограммы и проанализировать каждый их них отдельно, используя описанные выше параметры и алгоритмы представления автокорреляционной функции.

Для цифровой обработки формула для нахождения автокорреляционной функции принимает следующий вид:

$$K_{xx}(\tau) = \frac{1}{T - \tau} \left[\sum_{t=0}^{T-\tau} X(t) * X(t + \tau) \right], \quad (4.2.22)$$

где $0 < \tau < T$ - время, на которое сдвигается исходный сигнал;

T - число дискретных точек исходного сигнала, соответствующих обрабатываемому временному отрезку.

Шаг для анализа считается равным 1.

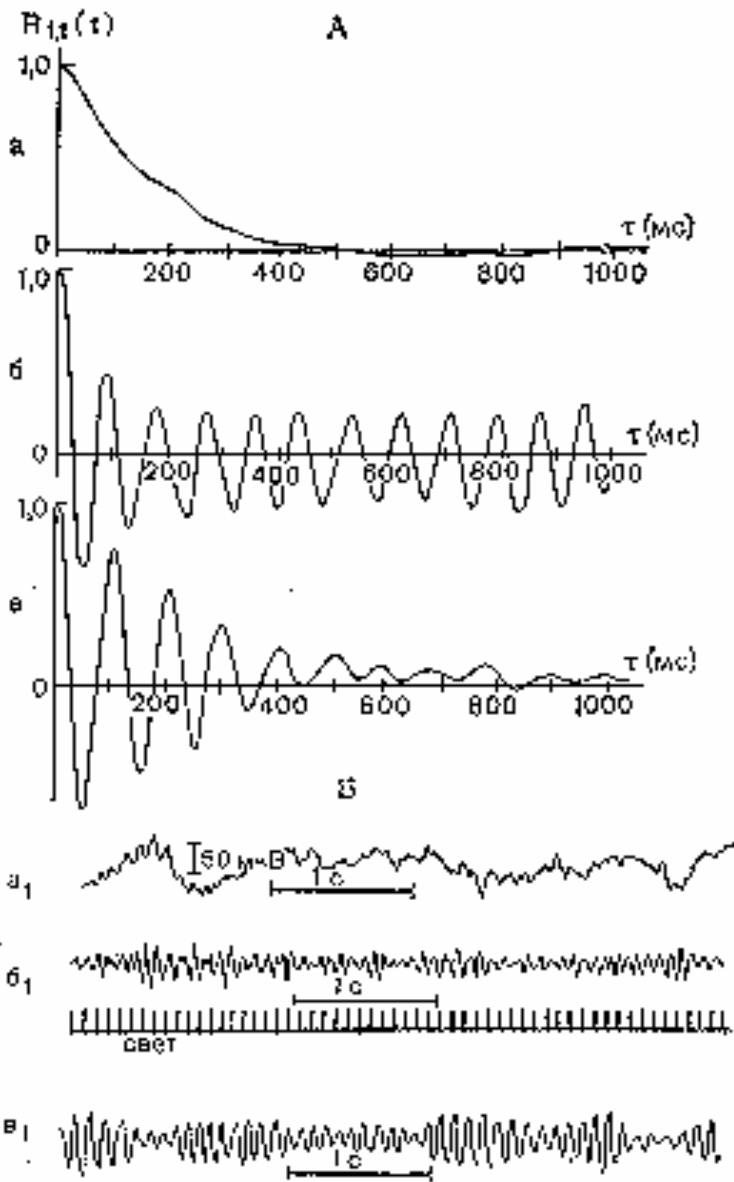


Рис. 12. Пример корреляционных функций

Не менее важна при анализе ЭЭГ и кросскорреляционная функция [7]. Она позволяет определить такие показатели, как степень связности, корреляции ЭЭГ двух разных точек мозга, выделить периодические составляющие, общие для обеих ЭЭГ, четко идентифицировать наличие амплитудной или частотной асимметрий левого и правого полушария. Для кросскорреляционной функции в соотношение (4.2.14) участвуют не один и тот же, а два процесса, т.е. выражение для нее имеет вид:

$$K_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T - \tau} \left[\int_{-\infty}^{\infty} X(t)Y(t + \tau) d\tau \right], \quad (4.2.23)$$

а в цифровом виде ее можно, соответственно, представить как:

$$K_{xy}(\tau) = \frac{1}{T - \tau} \left[\sum_{t=0}^{T-\tau} X(t) * Y(t + \tau) \right], \quad (4.2.24)$$

где $0 < \tau < T$.

Данная функция дает представление о том, коррелированы или нет между собой выбранные каналы, а также показывает степень связности их между собой. В случае наличия патологического очага, как правило, интересно знать в каких областях головного мозга он присутствует. Анализируя

спектр методов, применяемых для обработки и представления ЭЭГ, следует отметить, что эту информацию может дать картирование, но при этом учитываются только амплитудные показатели. А этого может оказаться мало. Кросскорреляционная функция, дополняя картирование, представляет информацию о том, влияет ли ЭЭГ по какому-либо каналу на другие каналы. Причем оценивается это влияние по параметрам частоты и фазы колебаний. Таким образом, в случае наличия патологического очага, распространяющегося сразу на несколько каналов, это четко будет видно на графике кросскорреляционной функции.

Степень сходства или связи двух ЭЭГ при кросскорреляционном анализе определяется величиной коэффициента кросскорреляции ($K_{кр}$). Ее обычно нормируют к пределам от +1 до -1. Если две ЭЭГ являются точными копиями, то фактически кросскорреляционная функция представляет собой автокорреляционную, и, соответственно, $K_{кр}$ будет равен +1 (см. рис. 14). Если две ЭЭГ точно соответствуют друг другу, но все их элементы сдвинуты на 180 градусов, т.е. являются противофазными, то $K_{кр}$ будет равен -1 (см. рис. 13). В тех случаях, когда два исследуемых процесса заключают в себе, кроме общих составляющих, также элементы, свойственные каждому из них в отдельности, величина связи, определяемая по $K_{кр}$, будет меньше единицы, и тем меньше, чем больше независимых элементов или частот в двух исследуемых ЭЭГ (см. рис. 15). В зависимости от соотношения фаз общих компонентов $K_{кр}$ может иметь либо положительное, либо отрицательное значение. Для анализа ЭЭГ с помощью кросскорреляции были введены следующие параметры:

1. степень кросскорреляционной связи - отношение максимального значения кросскорреляционной функции к величине максимума автокорреляционной функции каждого из исследуемых процессов при $\tau = 0$;

$$K_c = K\Phi(0) / A\Phi(0), \quad (4.2.25)$$

2. временной сдвиг максимума кросскорреляционной функции - ВС, характеризующий временные отношения двух процессов. При этом отмечается степень корреляционной связи двух процессов как: слабая - $K_{кр}$ менее 0.3; умеренная - от 0.3 до 0.5; значительная - от 0.5 до 0.7; высокая, или тесная - от 0.7 до 0.9; очень высокая, или очень тесная - от 0.9 до 1 /10/.

Большое значение при анализе ЭЭГ играет информация о степени связности отдельных ритмов, а также отдельных конкретных частот, причем пользователям желательно представлять ее в удобной и понятной форме. Конечно, можно использовать для этих целей кросскорреляционную функцию, но при этом пришлось бы загромождать экран обилием графиков, что было бы не совсем удобно для врача.

Оценивая мнения различных экспертов, здесь предлагается следующий подход к этой проблеме. Как было отмечено выше, степень сходства двух процессов оцениваются с помощью $K_{кр}$, соответственно, для оценки корреляции между подобными ритмами двух процессов можно, применив полосовые фильтры, выделить их и определить $K_{кр}$ для каждого ритма отдельно, а затем построить график зависимости $K_{кр}$ от частоты. Аналогично, то же можно проделать и с более узкими частотными полосами. Для выделения нужной частотной полосы используется полосовой фильтр Баттерворта второго порядка /15, 16/. На рис. 16 приведем график зависимости $K_{кр}$ от частоты с шагом 1 Гц в полосе от 1 до 35 Гц.

Наибольшее распространение в электроэнцефалографии получил метод спектрального анализа ЭЭГ. Этот метод обладает наибольшей информативностью при оценке составляющих ЭЭГ и, что самое главное, позволяет выявить такие стороны электрических процессов мозга, которые остаются недоступными при обычной визуальной оценке ЭЭГ.

Вычисление спектров мощности (спектрограмм - СГ) позволяет получить энергию каждой из частотных составляющих данной ЭЭГ и оценить их соотношение. Это дает возможность сравнивать электрические процессы разных отделов коры на одном отрезке времени, проводить сравнение спектров каждой данной области в динамике при повторных исследованиях, а также сравнивать в количественных величинах ЭЭГ разных больных.

Спектр мощности иначе можно назвать спектральной плотностью рассматриваемого процесса. Согласно [9] спектральную плотность можно ввести как преобразование Фурье от автокорреляционной функции. В общем случае спектральную плотность или спектр функции $X(t)$ можно определить как

$$S_{xx}(f) = \int_{-\infty}^{\infty} K_{xx}(\tau) * e^{-j2\pi f\tau} d\tau, \quad (4.2.26)$$

а взаимную спектральную плотность двух реализаций $X(t)$ и $Y(t)$ можно определить следующим образом:

$$S_{xy}(f) = \int_{-\infty}^{\infty} K_{xy}(\tau) * e^{-j2\pi f\tau} d\tau, \quad (4.2.27)$$



Рис. 13. Кросскорреляционная функция противофазных процессов

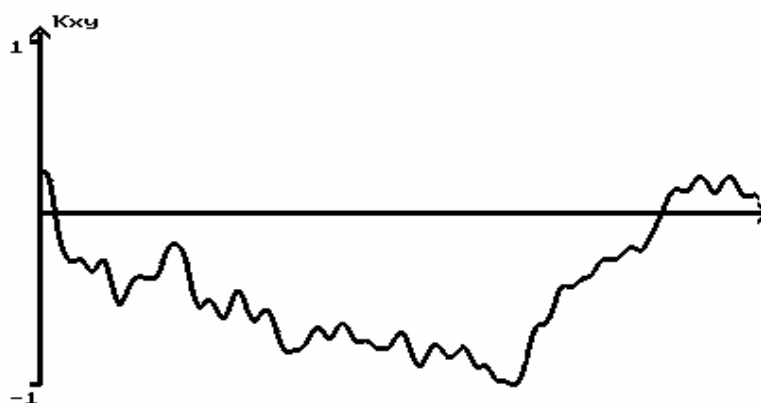
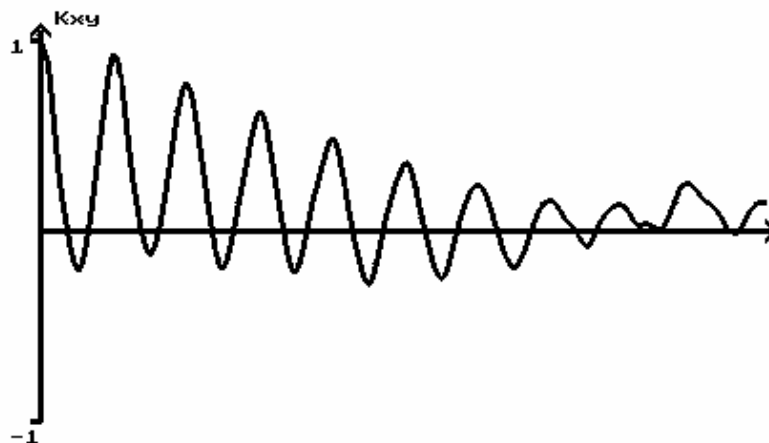


Рис.14. Кросскорреляционная функция слабо связанных процессов



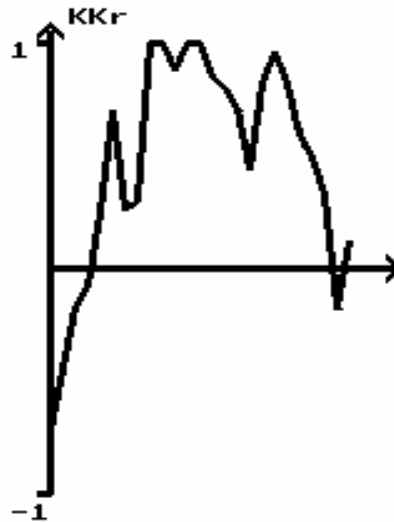


Рис. 16. График зависимости коэффициента кросскорреляции от частоты

Учитывая, что в формулах (4.2.26) и (4.2.27) спектральные плотности определены для всех частот, как положительных, так и отрицательных, а также тот факт, что корреляционные функции - четные функции, то, очевидно, что спектры задаются только действительной частью преобразования Фурье, поэтому формулы (4.2.26) и (4.2.27) можно переписать в следующем виде:

$$S_{xx}(f) = 4 \int_0^{\infty} K_{xx}(\tau) * \cos 2\pi f \tau d\tau, \quad (4.2.28)$$

$$S_{xy}(f) = 4 \int_0^{\infty} K_{xy}(\tau) * \cos 2\pi f \tau d\tau, \quad (4.2.29)$$

Мнимую часть преобразования Фурье полезно определить для дальнейшего нахождения функции фазового сдвига процессов, т.е.

$$Q_{xy}(f) = 4 \int_0^{\infty} K_{xy}(\tau) * \sin 2\pi f \tau d\tau, \quad (4.2.30)$$

$$\theta_{xy}(f) = \arctg(Q_{xy}(f) / S_{xy}(f)), \quad (4.2.31)$$

Второй способ нахождения спектра - это непосредственное преобразование Фурье от рассматриваемого сигнала. Для практического использования формулы (4.2.29) и (4.2.30) можно записать в следующем виде:

$$S_{xy}(f) = 4 \sum_{\tau=0}^T K_{xy}(\tau) * \cos 2\pi f \tau, \quad (4.2.32)$$

$$Q_{xy}(f) = 4 \sum_{\tau=0}^T K_{xy}(\tau) * \sin 2\pi f \tau, \quad (4.2.33)$$

где T - величина временного интервала, взятого для анализа.

Для корректного использования спектра мощности перед обработкой выбранного участка необходимо вычесть постоянную составляющую и пропустить сигнал через какое-либо сглаживающее окно, например Хэмминга, для устранения боковых лепестков и краевых эффектов /15/.

Однако, в случае если нужно более высокое разрешение рассчитываемого спектра, то возможно пользоваться и формулами (4.2.29) и (4.2.30). Это целесообразно также и еще по одной

причине. В данном случае предлагаемые методы обработки используются врачами, для которых физика процесса иногда играет даже большее значение, чем четкие математические расчеты. В случае обработки по формулам (4.2.32) и (4.2.33) в результате получается дискретное представление процесса с каким-то выбранным шагом по частоте. Это может привести к ситуации, когда, к примеру, имея шаг 0.5 Гц, на частоте 7 Гц получаем всплеск на графике спектра, на частоте 7.5 Гц - значение, близкое к минимуму, а при 8 Гц - опять всплеск. И хотя математически это верно, врачу трудно понять и согласиться с таким результатом. Прямое вычисление интеграла устраняет эту проблему - все переходы между разными частотами на графике спектра будут плавными и понятными для пользователя. Принимая во внимание то, что кросскорреляционная функция получена в виде последовательности отсчетов, то для нахождения интеграла от произведения, согласно формуле (4.2.28), необходимо получить аналитическое выражение этой зависимости /5, 14/. При этом были выявлены некоторые проблемы, характерные для представления ЭЭГ, и найдены пути их разрешения, о чем далее и пойдет речь.

Для целей получения аналитического выражения целесообразно использовать методы аппроксимации функций различными способами, например, широко известным методом наименьших квадратов (МНК) /14, 23/. К сожалению, анализ реальных ЭЭГ привел к заключению, что одной «универсальной» функцией обойтись не удастся, поскольку очень велика вариабельность автокорреляционных функций ЭЭГ, возникающая из-за того, что ЭЭГ является активностью, близкой к спонтанной и, как следствие, возникает большая погрешность значений сигнала в узлах, особенно к концу рассматриваемого участка. Учитывая характер энцефалографического сигнала, в котором наряду с медленноволновыми компонентами, хорошо описываемыми полиномиальными функциями, имеют место более высокочастотные периодические составляющие, которые можно аппроксимировать тригонометрическими, был поставлен эксперимент, в котором были проанализированы 80 16-канальных ЭЭГ, принадлежащих пациентам различного возраста с четырьмя различными патологиями.

Целью эксперимента было определение максимальной погрешности представления сигнала в том и другом базисе. Анализ заключался в аппроксимации каждого из 16 отведений всех 80 ЭЭГ методом МНК вначале ортогональными полиномами Чебышева /13/, а затем тригонометрическими полиномами /14/ вида.

$$T_k(t) = \alpha_0 + \sum_{i=1}^k \left(\alpha_i \cos \frac{2\pi i t}{T} + \beta_i \sin \frac{2\pi i t}{T} \right), \quad (4.2.34)$$

и подсчетом максимальной ошибки аппроксимации каждого метода в каждом отведении. В результате были построены графики, изображенные на рис. 17 (для полиномов Чебышева) и рис. 18 (для тригонометрических полиномов). Значение ошибки аппроксимации представляет собой относительную погрешность аппроксимации, определяется как

$$\varepsilon = \max \left(\frac{|T_k(t_i) - K(t_i)|}{K(t_i)} \right) \cdot 100\% \quad i=\overline{1, n}, \quad (4.2.35)$$

где T_k - амплитудные значения аппроксимированной функции;

K - амплитудные значения реальной функции;

t_i - текущий временной отсчет.

Из этих графиков видно, что при прямом использовании ортогонального базиса, состоящего из полиномов Чебышева, максимальная величина такой погрешности составила 27% и пришлось она на затылочные отведения, где, как известно, преобладает периодический или квазипериодический альфа-ритм. При использовании тригонометрического базиса для описания ЭЭГ максимальная погрешность была в лобных отведениях и она составила 22%. Это объясняется доминированием во лбу низкочастотных непериодических ритмов.

Естественно, при наличии других патологий процессы могут трансформироваться, что еще более усложнит задачу аппроксимации. Для решения этой проблемы в данной работе были применены два различных подхода.

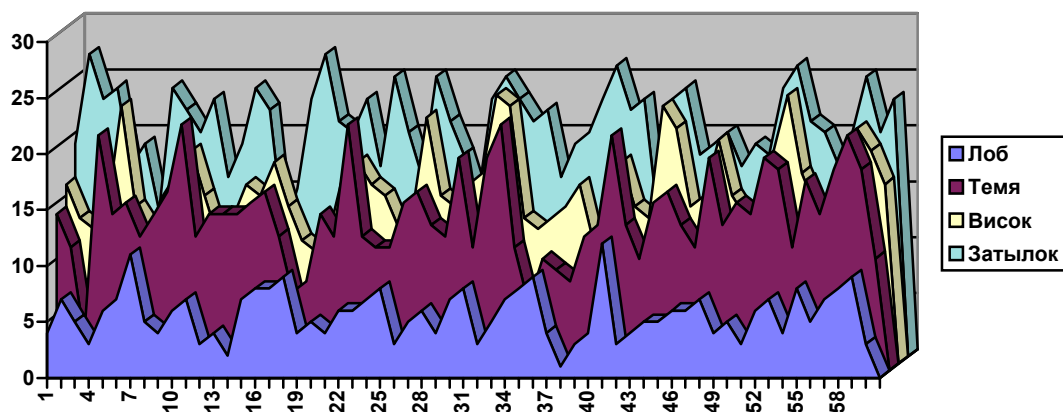


Рис.17. Значения максимальной ошибки аппроксимации полиномами Чебышева

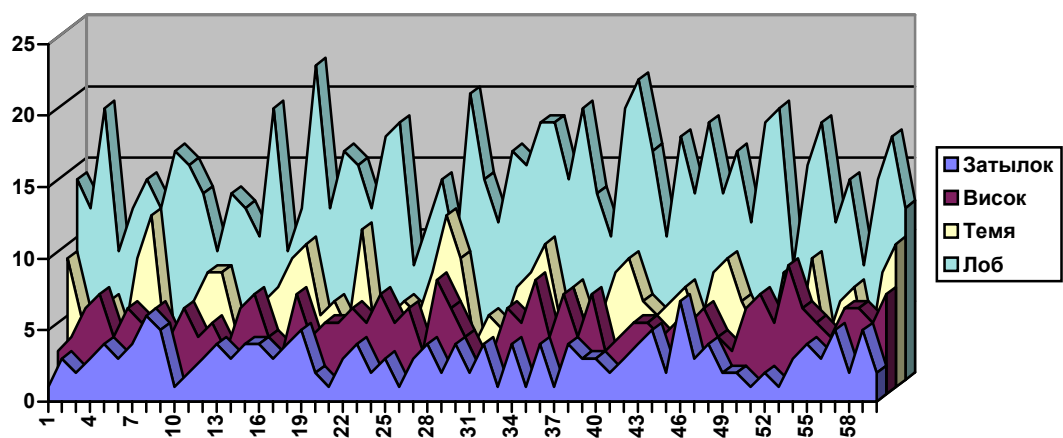


Рис.18. Значения максимальной ошибки аппроксимации тригонометрическими полиномами

При рассмотрении первого, во время постановки эксперимента, был также проведен анализ этих 80 ЭЭГ, который позволил найти наиболее часто встречаемые формы автокорреляционных функций. К таким формам относятся:

- затухающая экспонентообразная форма;
- в виде затухающей синусоиды;
- в виде незатухающей синусоиды;
- шумоподобная незатухающая автокорреляционная функция;
- вариант автокорреляционной функции 1-4 со смещением относительно нулевой линии.

Анализ вариантов форм автокорреляционных функций привел к необходимости искать аппроксимацию ее в виде двух возможных форм:

- аддитивная форма представления (АфАФ),
- мультипликативная форма представления (МфАФ).

Возможны и комбинации таких форм, но для анализа дальше одного уровня разделения компонент обычно идти не требуется.

Итак, АфАФ:

$$f(\omega) = A(\omega) + G(\omega) , \quad (4.2.36)$$

где $A(\omega)$ - медленно изменяющийся компонент, а $G(\omega)$ - быстро осциллирующий компонент.

Для МфАФ выражение может быть таким:

$$f(\omega) = A(\omega) \cdot P(\omega) , \quad (4.2.37)$$

где $A(\omega)$ - медленно изменяющийся амплитудный компонент, а $P(\omega)$ - компонент заполнения.

Общий алгоритм аппроксимации автокорреляционной функции состоит из последовательности этапов:

1. Определение формы представления автокорреляционной функции;
2. Аппроксимация медленно меняющегося компонента;
3. Компенсация медленно меняющегося компонента;
4. Выбор типа аппроксимации для быстроменяющегося компонента;
5. Аппроксимация быстро меняющегося компонента.

Форму представления автокорреляционной функции можно определить, анализируя ее симметрию. Например, пусть задана автокорреляционная функция, изображенная на рис.19.

Для определения формы представления необходимо определить положительные и отрицательные экстремумы (кроме первого на оси ординат) и провести огибающие, используя технологию метода наименьших квадратов с полиномиальным базисом или сглаживающих сплайнов /11, 12/. См. рис 20.

Далее производится оценка симметрии путем сравнения площадей криволинейных трапеций. Если они отличаются более чем на 10%, то имеет смысл говорить о наличии аддитивного компонента в автокорреляционной функции. Сам компонент определяется как сумма огибающих. Здесь же можно определить и амплитудную медленно затухающий компонент как

$$A_m = (A_+ - A_-) / 2 , \quad (4.2.38)$$

где A_m - амплитудная медленно меняющаяся компонента;

A_+ - положительная огибающая автокорреляционной функции;

A_- - отрицательная огибающая автокорреляционной функции.

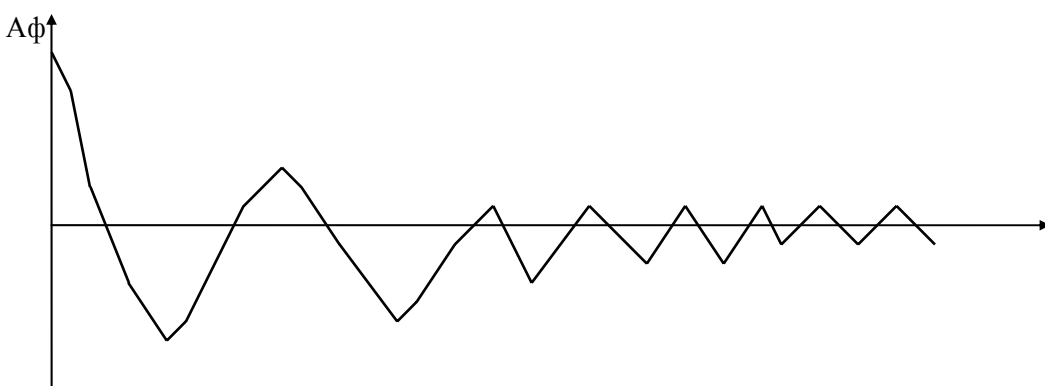


Рис.19. Пример автокорреляционной функции

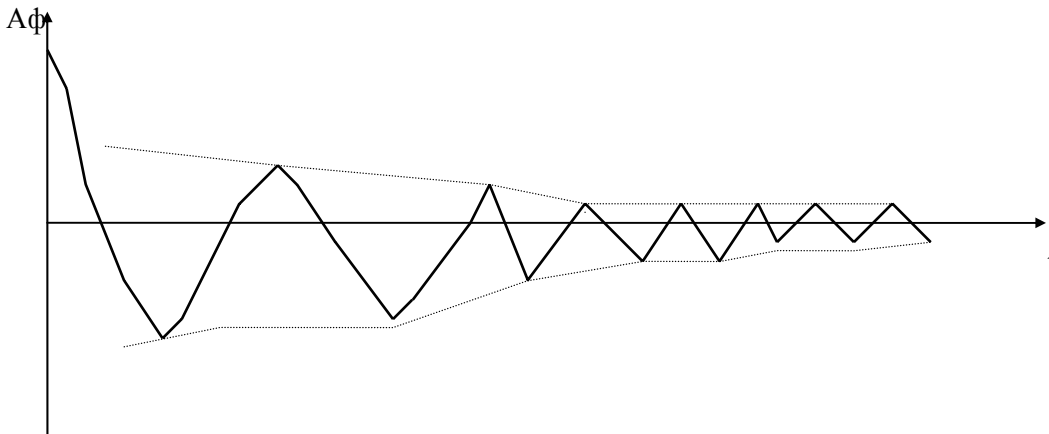


Рис.20. Построение огибающих автокорреляционной функции

При использовании технологии МНК и сплайнов выражение для медленного компонента получаются в виде степенных полиномов. Для исключения осцилляций не рекомендуется использовать полиномы степени выше четвертой.

После определения аддитивной компоненты и амплитудной составляющей мультипликативной составляющей необходимо произвести коррекцию автокорреляционной функции для определения быстро меняющегося компонента:

$$P(\omega) = (A\Phi(\omega) - A_a(\omega)) / A_m(\omega), \quad (4.2.39)$$

Затем можно проводить аппроксимацию $P(\omega)$, причем начинать с аппроксимации тригонометрическими рядами. В случае незначительных различий между коэффициентами, т.е. отсутствия доминирующих осциллирующих компонент можно повторить аппроксимацию сплайнами или применить метод МНК с полиномиальным базисом.

Второй способ ограничивается применением функции сплайн-аппроксимации /14/. Причем для реализации сплайна исходный сигнал необходимо разбить на участки, на каждом из которых строится своя функция. Длительность участков выбирается из следующего критерия. Введем понятие «интервал корреляции». Согласно /8/, под временем корреляции понимается величина τ_k , определяемая соотношением

$$\tau_k = \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{\infty} |\rho(\tau)| d\tau = \int_0^{\infty} |\rho(\tau)| d\tau, \quad (4.2.40)$$

Геометрически интервал корреляции равен основанию прямоугольника с высотой $\rho(0) = 1$, имеющего ту же площадь, что и площадь, заключенная между кривой $|\rho(\tau)|$ при $\tau > 0$ и осью абсцисс (рис.21). Величина τ_k дает ориентировочное представление о том, на каком интервале времени в среднем имеет место коррелированность между значениями случайного процесса.

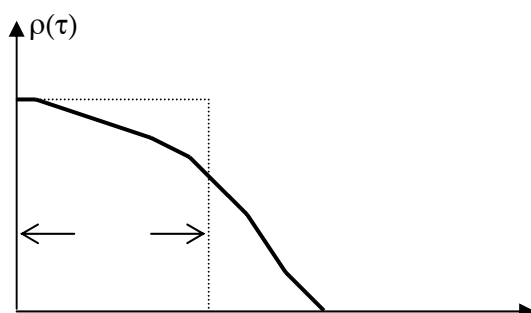


Рис. 21. Интервал корреляции

Здесь и далее будем считать, что длительность реализации корреляционной функции 1 с. При построении спектра мощности ЭЭГ, максимальная значимая частота, как правило, составляет 25 Гц - верхняя граница низкочастотного бета-диапазона. Исходя из этого целесообразно всю кросскорреляционную функцию разбить на 25 участков и далее для каждого определить коэффициенты сплайна.

С помощью спектра мощности можно легко получить картину распределения ЭЭГ по ритмам, определить доминирующий ритм и доминирующую частоту как всей ЭЭГ, так и каждого отдельного ритма. Построив спектры мощности симметричных отведений левого и правого полушарий, можно оценить степень асимметрии между этими участками по каждому ритму и по каждой конкретной частоте.

Отметим некоторые особенности, выявляемые с помощью спектра мощности. Спектры ЭЭГ здорового человека отличаются максимумом мощности на частоте альфа-ритма, меньшей выраженностью дельта- и тета-диапазонов частот. Имеются некоторые особенности СГ. Спектры соответствующих ЭЭГ правого и левого полушария отличаются высокой степенью симметричности и значительной стабильностью у каждого индивидуума при повторных исследованиях. При переходе от бодрствования в дремоте ко сну, СГ изменяется. Максимальная мощность перемещается из альфа-диапазона в диапазон дельта- и тета-частот.

При рассмотрении результатов обработки ЭЭГ различными математическими методами, экспертами было отмечено, что принципиально новые возможности по сравнению с визуальной оценкой ЭЭГ и с СГ, дает вычисление комплексной функции когерентности /8, 9, 10/. Она позволяет выявить степень связанности или взаимосвязанности электрических процессов мозга в разных его отделах и, таким образом, приблизиться к выяснению внутренних механизмов функциональной зависимости и обусловленности работы головного мозга как сложной системы. Здесь необходимо отметить, что по данным когерентности можно судить исключительно о линейных зависимостях электрических процессов и выявлять колебания потенциала, генерируемые общим источником.

Методику расчета функции когерентности можно представить следующим образом. Для каждой пары отведений ЭЭГ рассчитываются комплексные функции когерентности в рассматриваемом частотном диапазоне как нормированные кросс-спектры /9/. Модуль такой функции (амплитуда когерентности - КОГ) характеризует степень сочетаемости колебаний в зависимости от частоты в выбранных отведениях; аргумент комплексной когерентности представляет собой фазовый сдвиг (ФС) соответствующих колебаний /7/. Таким образом, функция когерентности рассчитывается как

$$\gamma_{xy}^2(f) = \frac{|G_{xy}(f)|^2}{G_{xx}(f) * G_{yy}(f)}, \quad (4.2.41)$$

где $0 \leq \gamma_{xy}^2(f) \leq 1$

$$|G_{xy}(f)| = \sqrt{S_{xy}^2(f) + Q_{xy}^2(f)}, \quad (4.2.42)$$

$$G_{xx}(f) = \sqrt{S_{xx}^2(f) + Q_{xx}^2(f)}, \quad (4.2.43)$$

$$G_{yy}(f) = \sqrt{S_{yy}^2(f) + Q_{yy}^2(f)}, \quad (4.2.44)$$

Согласно /7/, помимо вычисления и построения графиков СГ, КОГ и ФС, вычислялись следующие параметры, наиболее информативные для характеристик ЭЭГ:

средняя частота спектра f_m в рассматриваемом отведении (которую точнее следовало бы назвать медианой спектра), определяемая соотношением

$$\sum_{f_i < f_m} S(f_i) = \sum_{f_j \geq f_m} S(f_j), \quad (4.2.45)$$

где $S(f_i)$ - плотность мощности в i -м интервале частот;

эффективная полоса спектра Δf , определяемая из условия

$$S_{\max} * \Delta f = \sum_i S(f_i) * \delta f, \quad (4.2.46)$$

где $\delta f = 1$ Гц - принимаемая величина дискретной частоты; S_{\max} - максимальное значение спектра мощности;

средний уровень когерентности Γ в рассматриваемой паре отведений

$$\Gamma = \frac{\sum_i Coh(f_i) \chi_i}{\sum_i \chi_i}, \quad (4.2.47)$$

где $Coh(f_i)$ - амплитуда когерентности колебаний в i -й дискрете частоты;

$\chi_i = 1$, если каждое из двух значений спектров $S^{(1)}(f_i), S^{(2)}(f_i)$ в рассматриваемых отведениях превышает некоторый порог, $\chi_i = 0$ - в противном случае.

Это соотношение обеспечивает уменьшение влияний шумовых компонент сигнала на значение амплитуд когерентности.

Возможность получать цифровые количественные характеристики ЭЭГ из областей коры по показателям средней частоты и эффективной частотной полосы спектра позволяет выявить общие закономерности изменений спектров во времени, что, к примеру, дает представление о фазности патологического процесса при черепно-мозговой травме.

Необходимо отметить основное свойство когерентности ЭЭГ. Этот метод позволяет исследовать статистические линейные связи двух электрических процессов, отведенных от двух точек мозга, и дать им оценку по величине связанности (амплитуда когерентности - КОГ) и по временным отношениям (фазе - ФС) на каждой отдельной частоте колебаний. Величина КОГ показывает сходство двух процессов (как по частоте, так и по протеканию их во времени, т.е. выделяет процессы, исходящие из одного источника) независимо от амплитуды колебаний на ЭЭГ или их мощности на СГ /7/.

Далее приводится сравнительная характеристика эффективности использования рассмотренных спектрально-корреляционных методов анализа с авторегрессионным методом и турн-амплитудным анализом в виде гистограмм, оценивающих объем результирующих данных, врачебное восприятие, визуальное представление, полноту оценки. Объем данных приведен к их числу на 1 секунду обработанного сигнала. Врачебное восприятие проанализировано на основе опроса экспертов. Визуальное представление подразумевает возможность выдачи на экран результатов анализа в приемлемом для исследователей виде. Под полнотой оценки подразумевается достаточное количество информации для дальнейшего компьютерного экспертирования ЭЭГ. При этом также были использованы экспертные оценки. Экспертам было предложено ответить на вопрос «Достаточно ли данных дает данный метод для полноценного анализа ЭЭГ?» Были определены возможные варианты ответов:

1. Да, полностью - 100%.
2. Да, достаточно - 80%.
3. Да, но хотелось бы полнее - 60%.
4. Затрудняюсь ответить - 40%.
5. Нет, данные есть, но для оценки их не достаточно - 20%.

6. Нет, оценка на основании этих данных невозможна – 0%.
Все данные, представленные на гистограмме, нормированы к 100 %.

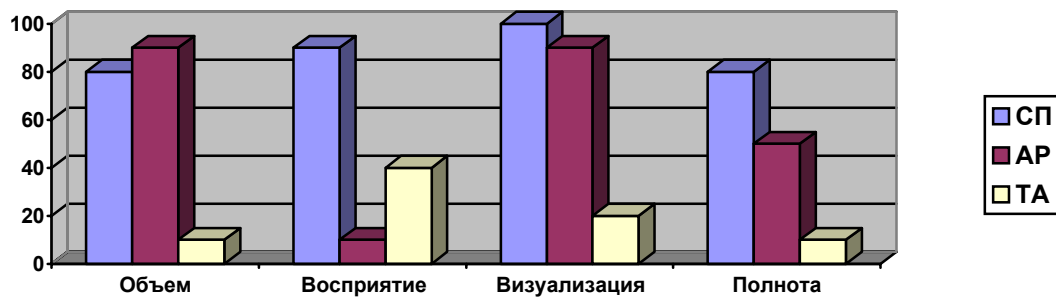


Рис.22. Гистограмма эффективности использования спектрально-корреляционных методов

Здесь СП – спектрально-корреляционные методы анализа;

АР – авторегрессия;

ТА – турн-амплитудный анализ.

По совокупному показателю всех представленных критериев наиболее эффективным для обработки ЭЭГ являются спектрально-корреляционные методы.

Анализируя известные подходы к цифровой обработке ЭЭГ было отмечено, что нигде не упоминается информация о методах определения модулированности альфа-ритма в затылочных отделах, хотя это является одним из составных компонентов экспертирования ЭЭГ. Примеры модулированного и немодулированного альфа-ритма приведены соответственно на рис.23 и рис.24. В данной работе предлагается определять наличие и степень модулированности альфа-ритма путем построения огибающей нативного сигнала. При этом используется следующая последовательность действий:

1. На обрабатываемом участке ЭЭГ находится величина изолинии, для этого используется следующая формула:

$$GRN = \left(\sum_{i=1}^N S[i] \right) / N ; \quad (4.2.48)$$

где GRN - значение изолинии;

S - массив входных значений обрабатываемого сигнала;

N - число элементов массива, взятых для анализа.

2. Далее необходимо получить модуль имеющегося сигнала. Так как значение изолинии в данном случае равносильно математическому нулю, то все значения сигнала, располагаемые ниже изолинии, считаются отрицательными, а выше - положительными. Поэтому для реализации процедуры определения модуля выполняется следующее условие:

$$MAS[i] = \begin{cases} MAS[i], & MAS[i] \geq GRN \\ GRN + (GRN - MAS[i]), & MAS[i] < GRN \end{cases} , \quad (4.2.49)$$

где MAS - массив входных значений обрабатываемого сигнала;

GRN - значение изолинии.

3. Учитывая, что частота модуляции альфа-ритма не превышает 3 Гц, то в качестве процедуры построения огибающей возможно использование фильтра нижних частот с частотой среза 3 Гц.

4. Для определения степени модуляции удобно воспользоваться аппроксимацией полученной последовательности тригонометрическими полиномами. Используя последовательность тригонометрических функций с разными доминирующими частотами, вычисляем погрешности аппроксимации. Частоту, на которой величина погрешности минимальна, будем считать частотой модуляции альфа-ритма.



Рис. 23. Слабомодулированный альфа-ритм



Рис.24. Модулированный альфа-ритм

При обработке базы данных 80 ЭЭГ совместно с экспертом было установлено, что если минимальная погрешность будет превышать 20%, то процесс можно считать слабомодулированным, если более 50% - немодулированным, соответственно менее 20% - модулированным с установленной частотой.

При анализе ЭЭГ важными показателями являются средние амплитуды как нативной ЭЭГ, так и каждого ритма. В данной работе для нахождения средней амплитуды предлагается использовать следующую последовательность действий:

1. Так как амплитудой в электроэнцефалографии считается амплитудный размах между соседними пиками сигнала, то необходимо найти эти пики, или иначе экстремумы сигнала. Для нахождения экстремума удобно пользоваться соотношением

$$(S[i]-S[i-1])*(S[i+1]-S[i]) \geq 0 \quad (4.2.50)$$

Другими словами, если разница между текущим и предыдущим отсчетом сигнала и разница между последующим и предыдущим имеют один и тот же знак, то в текущей точке экстремум отсутствует, если эти знаки разные и, естественно, соотношение (4.2.50) не выполняется, то текущую точку можно считать экстремумом.

2. После нахождения всех экстремумов, последовательно находятся величины амплитуд между ними.

3. Все эти величины складываются, и их сумма делится на число на единицу меньшее, чем число полученных пиков.

Для нахождения средней амплитуды каждого ритма необходимо перед выполнением этой последовательности выделить исследуемый ритм с помощью полосовых фильтров.

При анализе биопотенциалов мозга наиболее важным считается выявление эпилептической активности, спайков и острых волн. Описание этих феноменов и их параметров есть в разделе 1. Далее приведем алгоритмы нахождения этих феноменов на фоновой ЭЭГ.

Для целей распознавания феноменов удобно применить структурно-лингвистический метод в сочетании с предварительной сегментацией участка возможного наличия феномена /4, 30/.

Для распознавания образов в медицинских сигналах кроме структурных обычно применяют пороговые методы, методы основанные на цифровой фильтрации, методы сравнения с образцом. Простейшие пороговые методы основываются на применении несложных логических правил по отношению к исходному сигналу или к его первой производной, в качестве оценки которой обычно используется первая разность отсчетов сигнала. Факт обнаружения комплекса фиксируется при превышении сигналом (или модулем сигнала) некоторого порога. Такие методы отличаются относительной простотой, но обладают невысокой устойчивостью к помехам и к изменению сигнала. Кроме того, для обеспечения надежной работы этих алгоритмов необходима подстройка порога обнаружения искомого феномена для каждого пациента. Из-за этих недостатков простейшие пороговые методы находят ограниченное применение.

При использовании метода сравнения с образцами предполагается вычисление в текущем режиме взаимной корреляционной функции между входным сигналом и одним или несколькими образцами распознаваемых феноменов. Эти образцы могут представлять собой либо усредненные

модели различных видов ранее обнаруженных комплексов, либо заранее определенных типовых комплексов. Обнаружение феномена может осуществляться по превышению полученной функцией взаимной корреляции заданного порога, что должно свидетельствовать о высокой степени линейной зависимости анализируемого фрагмента сигнала и соответствующего образца. Такой алгоритм может дать хорошее качество обнаружения феномена даже в условиях значительных помех. Кроме того, одновременно с обнаружением комплексов при этом решается и задача классификации их типов. Недостатком таких алгоритмов является их адаптируемость в ходе анализа к форме сигнала каждого конкретного пациента. Однако реализация корреляционных методов распознавания в системах оперативной обработки сигнала связана с чрезвычайно высокими требованиями к производительности используемого процессора и может быть осуществлена с применением специализируемых быстродействующих вычислительных устройств. В связи с этим часто предлагаются упрощенные методы получения оценок взаимной корреляционной функции, хотя результаты анализа в таких случаях оказываются несколько ниже.


Подход, основанный на использовании цифровой фильтрации для распознавания феноменов, может рассматриваться как один из вариантов упрощенной реализации корреляционных методов. При этом процедура распознавания распадается на два взаимосвязанных этапа. Сначала сигнал пропускается через цифровой фильтр с частотной характеристикой, соответствующей искомому феномену, полученному усреднением спектральных оценок большого числа комплексов различных морфологий. Это адекватно вычислению взаимной корреляционной функции между сигналом и некоторым типовым феноменом, форма которого соответствует импульсной характеристике применяемого цифрового фильтра.







На следующем этапе анализа по данному алгоритму предварительно обслуживается феномен и определяется его опорная точка, которая служит для совмещения во времени текущего комплекса с усредненными образцами ранее найденных комплексов, относящихся к различным классам формы. Вычисляются коэффициенты взаимной корреляции между обнаруженным комплексом и всеми имеющимися образцами. На основании полученных результатов анализируемый комплекс либо относится к одному из ранее существовавших классов, либо считается первым представителем нового класса формы, либо отбраковывается как артефакт.

Описываемая процедура, используемая в том или ином виде во многих разработках, является компромиссом между принципиально достижимым высоким качеством обнаружения феноменов с помощью корреляционных методов и ограниченной производительностью широко распространенных микропроцессоров. Сравнительно вычислительная простота описанного метода объясняется тем, что при этом обычно используются легко реализуемые цифровые фильтры, а вычисление корреляционной функции выполняется для каждого образца один раз.

В сравнении с перечисленными выше, структурно-лингвистический метод является, пожалуй, наиболее предпочтительным для решения поставленной задачи. Его смысл в том, что все возможные феномены представляются либо каким-нибудь символом, либо цепочкой символов. Далее, разложив фоновую ЭЭГ в последовательность символов того же алфавита, нужно только идентифицировать символьную цепочку, характеризующую патологический феномен. При идентификации происходит сравнительный анализ символьной последовательности, характеризующей феномен, со всеми участками ЭЭГ. В случае нахождения идентичности анализируемого участка с образцом, он принимается за феномен, и анализ проводится далее. Этот процесс можно назвать трансляцией или переводом из одной формы представления сигнала в другую, более удобную. Действия, которые необходимо сделать при трансляции можно описать следующим образом:

- выбирается несколько разновидностей типичных феноменов, которые аппроксимируются ломаными линиями с помощью методов интерполяции или экстраполяции.
- каждая ломаная, в зависимости от угла наклона и ее амплитуды, кодируется каким-либо символом. Ниже приведен пример кодировки.

g1 

v1		<30 гр., < 30 мкВ
v2		<30 гр., <50 мкВ, >30 мкВ
v3		<30 гр., <80 мкВ, >50 мкВ
v4		<30 гр., <120 мкВ, >80 мкВ
v5		<30 гр., <150 мкВ, >120 мкВ
v6		<30 гр., <200 мкВ, >150 мкВ
v7		<30 гр., >200 мкВ

Таким же образом кодируются линии с наклоном от 30 до 50 градусов соответственно символами k1 - k7, от 50 до 70 - символами L1-L7, от 70 до 90 - символами m1-m7, от 90 до 110 - символами F1-F7, от 110 до 130 - символами G1-G7, от 130 до 150 - символами D1-D7 и от 150 до 180 - символами C1-C7.

- исходя из введенной кодировки, типичные феномены представляются цепочкой таких символов. Например, спайк будет характеризоваться последовательностью C1M7F7V1.

- первые три этапа можно назвать подготовительными. По результатам кодировки далее будет производиться сам процесс распознавания. Анализируемая ЭЭГ, аналогично п.1 аппроксимируется ломаными линиями. Согласно алфавиту, выбранному в п.2, производится кодировка ЭЭГ, т.е. представление ее символами введенного алфавита.

- в полученных последовательностях символов, представляющих ЭЭГ-сигнал, производится поиск цепочек, представляющих феномены.

Предлагаемый алгоритм можно ускорить, если учесть что такие феномены как спайки, острые волны, комплекс пик - волна - медленная волна обладают одной особенностью. Их максимальная амплитуда не менее чем в два раза больше, чем средняя амплитуда нативной ЭЭГ. Поэтому можно перед процессом аппроксимации ЭЭГ определить примерный участок наличия феноменов. Этот процесс называется сегментацией. При этом вначале находится средняя амплитуда ЭЭГ согласно последовательности действий описанных выше, а затем производится поиск участков сигнала, где его амплитуда более чем в два раза превышает найденную среднюю. И именно локализованные таким образом участки подвергаются преобразованию в символьную форму. Еще более уточнить процесс сегментации можно используя ту особенность острых волн, а тем более спайков, что они обладают гораздо более высокой частотой, чем остальные значимые компоненты ЭЭГ. Их можно причислить к высокочастотному бета-ритму и даже выше. При этом, учитывая, что бета-ритм - самый низкоамплитудный ритм на ЭЭГ (его средняя амплитуда обычно не превышает 15-20 мкВ, даже при глубоких патологиях она не превышает 40-50 мкВ), то если при разложении участков сигнала в спектр мощности в области высокочастотного бета-диапазона обнаруживаются резкие высокоамплитудные всплески, то с достаточно большой степенью вероятности можно утверждать, что именно на этом участке находится искомый феномен. По-крайней мере, в рассматриваемой базе из 80 ЭЭГ 20 имели спайки и острые волны, которые находились в полосе частот от 15 до 35 Гц и имели амплитуду более 70 мкВ. 99% из них были четко локализованы с помощью спектральной оценки.

Данный метод позволяет идентифицировать необходимые участки ЭЭГ с большой степенью вероятности и при этом не затрачивая больших ресурсов процессора. Еще одной особенностью, дающей преимущества при выборе способа распознавания структурно-лингвистическому методу,

является то, что в результате анализа имеется последовательность символов, которую без преобразований можно использовать при построении экспертной системы формирования энцефалографического заключения применяя теорию формальных языков. При использовании других методов для получения символьной цепочки, характеризующей наличие или отсутствие феноменов, необходимо выполнить некоторые действия, что усложнит алгоритм экспертирования.

Эксперименты, проведенные для сравнения эффективности различных методов распознавания, представлены на гистограмме (рис. 25). Они показывают, что структурно-лингвистический метод наиболее приемлем для распознавания патологических феноменов на ЭЭГ из числа рассмотренных. Для анализа использовалась та же база данных 80-ти ЭЭГ. Методы распознавания рассмотрены из следующих критериев: «Найдено» – подразумевает число обнаруженных феноменов по сравнению с их реальным числом, определенным экспертом; «Ошибки» – процент ошибочно распознанных от общего числа найденных (также проанализировано экспертом); «Скорость» – скорость поиска, также выраженная в процентах.

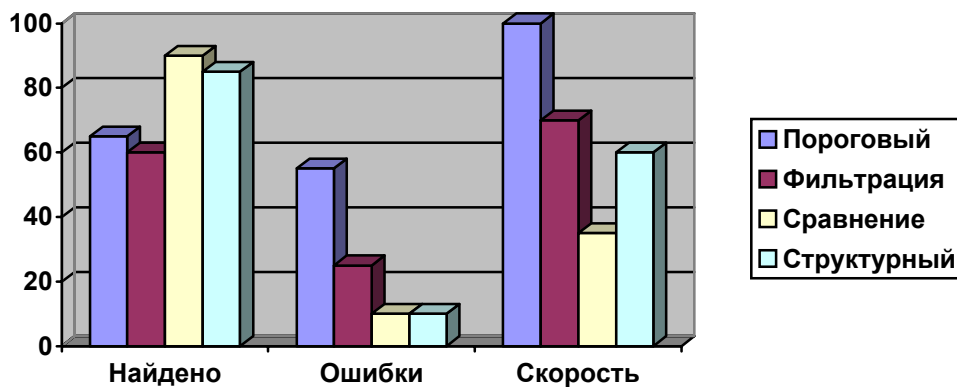


Рис.25. Гистограмма эффективности структурно-лингвистического метода

Еще одной немаловажной особенностью анализа ЭЭГ является определение генерализованной активности. На ЭЭГ генерализованными могут быть как отдельные феномены, так и вспышки какого-либо частотного ритма. При этом алгоритмы идентификации тех и других несколько отличаются.

Для нахождения генерализованных феноменов предлагается следующий алгоритм. Он заключается в одновременном поиске по всем отведениям феномена по приведенному выше структурно-лингвистическому методу. В случае нахождения такового происходит сравнение времени его начала, а также длительности проявления в каждом отведении. Если эти значения совпадают для всех или нескольких каналов, то найденный феномен можно считать генерализованным.

Сложнее обстоит дело с определением генерализованных вспышек какого-либо ритма. Как правило, такие вспышки характеризуются одновременным появлением во всех отведениях и имеют одинаковую амплитуду. Здесь предлагается использовать метод построения графиков зависимости коэффициентов корреляции всех последовательных пар отведений (т.е. находится коэффициент корреляции для 1 и 2 отведений, для 2 и 3 и т.д.) так, как это описано выше и показано на рис. 16. Всего таких графиков будет $N-1$, где N - число каналов ЭЭГ. Учитывая возможность достаточно длительной по времени записи ЭЭГ (некоторые врачи записывают до 5 минут) и необходимость при этом моментальной оценки ситуации, предлагается следующий алгоритм:

1. Будем использовать скользящее окно достаточно малой длительности (0.5 - 1с) и находить коэффициент корреляции для каждого ритма в этом окне.
2. Далее, двигаясь вдоль всей пробы по всем отведениям, можно построить по 15 графиков трендов коэффициентов корреляции для всех 4 ритмов.

3. Анализируя каждый ритм, можно определить на построенных графиках участки с близким к единице коэффициентом корреляции, в случае наличия таковых, причем одинаковым по всем 15 графикам. Такие участки необходимо выделить и подвергнуть дальнейшей обработке. По введенной выше терминологии, процесс, описанный в п.п. 1-3 можно назвать сегментацией.
4. Далее необходимо определить величину связанности выделенных участков по амплитуде для тех же пар отведений. Для этого предлагается использовать функцию когерентности и, соответственно, формулу (4.2.40).
5. Если степень связанности процессов близка к единице, то с уверенностью можно утверждать, что анализируемый участок характеризуется генерализованной активностью конкретного ритма.

Литература

1. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней.- М.: Медицина, 1991. - 640 с.
2. Егорова И.С. Электроэнцефалография.- М.: Медицина, 1973, 268 с.
3. Экспертные системы. Принципы работы и примеры: Пер. с англ./ А. Брукинг, П. Джонс, Ф. Кокс и др.; Под ред. Р.Форсайта. - М.: Радио и связь, 1987 г.- 224 с.
4. Захаревич В.Г., Сахаров В.Л., Синютин С.А. Системы адаптивного распознавания патологических феноменов при анализе ЭКГ и ЭЭГ в реальном масштабе времени. Межвузовский сборник научных трудов./ Новочеркасск, НГТУ, 1996, с. 68-76.
5. Уилкинсон, Райнш Справочник алгоритмов на языке АЛГОЛ. Линейная алгебра. Пер. с англ. М.: Машиностроение, 1976г., 392 с.
6. Клиническая электроэнцефалография. / Под ред. Русинова В.С. - М.: "Медицина" , 1973 г. - 340 с.
7. Электроэнцефалограмма человека при черепно-мозговой травме / О.М.Гриндель.- М.: Наука, 1988.- 200 с.- ISBN 5-02-005268
8. Тихонов В.И. Статистическая радиотехника.- М. "Советское радио", 1966. 678 с. с ил.
9. Бендат Дж., Пирсол А. Применения корреляционного и спектрального анализа: Пер. с англ. - М.: Мир, 1983. - 312 с.
10. Биопотенциалы мозга человека. Математический анализ/ Под ред. В.С.Русинова; АМН СССР.-М.: Медицина, 1987, 256 с.: ил.
11. Василенко В.А. Сплайн-функции: теория, алгоритмы, программы.- Новосибирск: Наука, 1983.
12. Де Бор К. Практическое руководство по сплайнам: Пер. с англ. - М.: Радио и связь, 1985. -304 с.
13. Мудров А.Е. Численные методы для ПЭВМ на языках Бейсик, Фортран и Паскаль. - Томск: МП "Раско", 1991. - 272 с.
14. Носач В.В. Решение задач аппроксимации с помощью персональных компьютеров. - М.: МИКАП, 1994. - 382 с.
15. В.Капеллини и др. Цифровые фильтры и их применение: Пер. с англ./ - М.: Энергоатомиздат, 1983 - 360 с., ил.
16. Введение в цифровую фильтрацию. / Под ред. Р. Богнера и А. Константинодиса. Пер. с англ. / -М.: "Мир", 1976, 216 с.
17. Льюис Ф., Розенкранц Д., Стирнз Р. Теоретические основы проектирования компиляторов, М.: Мир, 1979, 654 с.
18. Семантика языков программирования. Сборник статей. /Пер. с англ. М.: Мир, 1980, 394 с.
19. Алексеева Г.В. Клиника, профилактика и терапия постгипоксических энцефалопатий (рекомендации). - М.: Институт общей реаниматологии Российской АМН, 1996, 40 с.
20. Благосклонова Н.К., Новикова Л.А. "Детская клиническая энцефалография" М.: "Медицина", 1994 г.
21. Бадалян Л.О., Скворцов И.А. Клиническая электронейромиография (Руководство для врачей). - М.: Медицина, 1986 - 368 с., ил.
22. Коуэн Х., Брумлик Дж. Руководство по электромиографии и электродиагностике: пер. с англ./-М.: Медицина, 1975 - 192 с.
23. Алгоритмы и программы восстановления зависимостей / Под ред. Винника В.Н.. - М.: Наука, Главная редакция физико-математической литературы, 1984.- 816 с.
24. Грис Д. Конструирование компиляторов для цифровых вычислительных машин. \Пер. с англ. М.: Мир, 1975, 544 с.
25. Барановский А.Л., Калиниченко А.Н. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. Под ред. А.Л.Барановского и А.П. Немирко. - М.: Радио и связь, 1993.- 248 с.: ил.

26. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). - Таганрог: Издательство ТРТУ. - 1996. - 358 с.
27. Уилтон Р. Видеосистемы персональных компьютеров IBM PC и PS/2. Руководство по программированию: Пер. с англ. К.Г. Смирнова; Под ред. В.Л. Григорьева. - М.: Радио и связь, 1994. - 384 с.
28. Фролов А.В., Фролов Г.В. Программирование видеоадаптеров. -М.: ДИАЛОГ-МИФИ, 1995. - 272 с.
29. Жуковский В.Д. Автоматизированная обработка данных клинических функциональных исследований. М.: Медицина, 1981. - 352 с.
30. Сахаров В.Л. Структурно-лингвистический метод распознавания патологических феноменов на ЭЭГ. /Всероссийская научная конференция студентов и аспирантов «Радиоэлектроника, микроэлектроника, системы связи и управления». Тезисы докладов. Таганрог, 1997, 248 с.
31. Тихонов А.Н., Самарский А.А. Уравнения математической физики. М.: Наука, 1977, 736 с.
32. Сахаров В.Л. Особенности оценки электроэнцефалограммы с помощью спектральных и корреляционных методов. 1-й международный молодежный форум "Электроника и молодежь в XXI веке". Тезисы докладов. Харьков. 1997.- с.145.

МЕТОДЫ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ
Учебное пособие

Сахаров Вадим Леонидович
Андрееenko Антон Сергеевич

Отв. за выпуск Г.И. Степаненко

Лицензия В 827436

Рег. № ЛР65-01 от 02.09.98 г.

Подписано в печать 17.03.2000. Формат 60х84/16. Гарнитура Times New Roman,

Печать офсетная, Авт.п.л. 2,6. Тираж 100.

Издательство "Антон"

347922, Таганрог, Гарибальди, 28

Типография А. Ступина

347900, Греческая, 105

ПЛД № 65-111. Заказ №