Курсовая работа

на тему"Вызванные потенциалы головного мозга"

1999

1. ВВЕДЕНИЕ

За последние 20 лет уровень применения компьютеров в медицине чрезвычайно повысился. Практическая медицина становится все более и более автоматизированной.

Сложные современные исследования в медицине немыслимы без применения вычислительной техники. К таким исследованиям можно отнести компьютерную томографию, томографию с использованием явления ядерно-магнитного резонанса, ультрасонографию, исследования с применением изотопов. Количество информации, которое получается при таких исследования так огромно, что без компьютера человек был бы неспособен ее воспринять и обработать.

Широкое применение компьютеры нашли в электроэнцефалографии. Не подлежит сомнению, что с помощью вычислительной техники уже сейчас возможно существенно усовершенствовать методику регистрации, хранения и извлечения ЭЭГ-информации, получить ряд новых данных, недоступных ручным методам анализа, преобразовывать ЭЭГ-данные в визуопространственные топографические образы, открывающие дополнительные возможности локальной диагностики церебральных поражений [3].

В настоящей работе приводится описание программного средства анализа вызванных потенциалов головного мозга. Представленная в дипломной работе программа позволяет проводить компонентный анализ ВП: поиск пиков и межпиковых латентностей. Данный анализ может помочь диагностировать такие заболевания как эпилепсия, рассеянный склероз, выявлять нарушения сенсорной, зрительной и слуховой функций.

Регистрация вызванных потенциалов (ВП) мозга является объективным и неинвазивным методом тестирования функций ЦНС человека. Использование ВП является неоценимым средством для раннего обнаружения и прогноза неврологических расстройств при различных заболеваниях, таких как инсульт, опухоли головного мозга, последствия черепно-мозговой травмы [1].

2. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ

Одним из основных методов анализа деятельности мозга является изучение биоэлектрической активности различных структур, сопоставление записей, одновременно отводимых от различных участков мозга, как в случае спонтанной активности этих структур, так и в случае электрических реакций на кратковременные одиночные и ритмические афферентные стимулы. Часто используются также одиночное или ритмическое электрическое раздражение тех или иных образований мозга с записью реакций в других структурах.

Метод вызванные потенциалы (ВП) давно является одним из ведущих в экспериментальной нейрофизиологии; с помощью этого метода получены убедительные данные, раскрывающие сущность ряда важнейших механизмов мозга. Можно с уверенностью считать, что большая часть сведений о функциональной организации нервной системы получены с помощью этого метода. Развитие методов, позволяющих записывать ВП у человека, открывает блестящие перспективы для изучения психических заболеваний.

Регистрация ответов нервов и отдельных нервных волокон на электрические стимулы позволила исследовать основные закономерности возникновения и проведения нервных импульсов в нервных проводниках. Анализ ответов отдельных нейронов и их скоплений на раздражение выявил основные законы возникновения торможения и возбуждения в нервной системе. Метод ВП является главным способом установления наличия функциональных связей периферии с центральными нервными механизмами и исследования межцентральных соотношений в нервной системе. Регистрируя ВП, удалось установить основные закономерности функционирования специфической и неспецифической систем афферентации и их взаимодействия между собой.

Методом ВП изучены характеристики изменения реактивности ЦНС на афферентные стимулы в зависимости от уровня функциональной активности мозга; исследованы закономерности взаимодействия синхронизующих и десинхронизующих систем ствола, таламуса и переднего мозга.

Исследования ВП различных уровней нервной системы являются основным методом тестирования действия фармакологических нейротропных препаратов. С помощью метода ВП успешно изучают в экспериментах процессы высшей нервной деятельности: выработку условных рефлексов, сложные формы обучения, эмоциональные реакции, процессы принятия решения.

Методика ВП прежде всего применима для объективного тестирования сенсорных функций (зрения, слуха, соматической чувствительности), для получения более точных сведений о локализации органических церебральных поражений, для изучения состояния проводящих путей мозга и реактивности различных церебральных систем при патологических процессах.

Наиболее широкое применение в качестве метода оценки состояния сенсорной системы исследование ВП нашло в области изучения нарушений слуховой функции; методика получила название объективной аудиометрии. Преимущества ее очевидны: появляется возможность исследовать слух у детей грудного возраста, у лиц с нарушением сознания и контакта с окружающими, в случаях истерической и симулируемой глухоты. Также, путем регистрации ВП от брюшной стенки матери в области, соответствующей головке плода, можно выявлять степень развития функций слуха у плодов человека.

Достаточно перспективным представляется изучение зрительных ВП (ЗВП), учитывая большое значение оценки состояния зрительных систем в топической диагностике церебральных поражений.

Исследование соматосенсорных ВП (ССВП) позволяет определять состояние сенсорных проводников на всем протяжении от периферии до коры. Поскольку ССВП имеют соматотопику, соответствующую корковым проекциям тела, особый интерес приобретает их исследование при поражении сенсорных систем на уровне головного мозга. Большое практическое значение может иметь исследование ВП с целью дифференциации органических и функциональных (невротических) сенсорных нарушений. Это дает основание использовать методику ССВП в судебной медицине.

Большой интерес представляет исследование ВП при эпилепсии, учитывая большую роль, которую играет афферентная импульсация в патогенезе развития эпилептических припадков. Высокая чувствительность ВП к изменениям функционального состояния мозга под влиянием фармакологических препаратов позволяет использовать их с целью тестирования эффектов лечения при эпилепсии.

Помимо исследования ВП на относительно простые стимулы (короткая вспышка света, звуковой щелчок, короткий импульс электрического тока), в последнее время появился ряд исследований ВП на более сложные виды стимуляции с использованием также более сложных способов выделения и анализа ВП. В частности, достаточно широко исследуются ВП на предъявление зрительных стимулов, представляющих собой изображение. Чаще всего используют изображение синусоидальную модулированной по яркости или контрастной решетки или шахматного рисунка с различными пространственными частотами и мерой контраста. Изображение предъявляют как относительно продолжительным засвечиванием. Кроме того, используют предъявление с помощью синусоидально модулированного во времени по яркости светового потока. Пользуясь этим методом, получают так называемые ВП постоянного состояния. Этот ВП представляет собой колебательный синусоидальный процесс с постоянными частотно-амплитудными характеристиками, находящийся в определенном частотно-амплитудном соотношении с частотой и интенсивностью светового потока, осуществляющего визуальную стимуляцию. Такие потенциалы чаще всего применяют в тестированиях функции зрения, причем в настоящее время исследования не выходят в основном за рамки лабораторных экспериментов.

Существенное практическое значение в клинических исследованиях приобретают ВП на извращения зрительного паттерна (когда черные элементы на экране меняются местами с белыми). Получены данные, показывающие закономерную связь амплитуды и латентных периодов некоторых компонентов этих ВП с размерами шахматного поля и корреляцию с остротой зрения. С точки зрения клинической неврологии наибольший интерес представляют ВП на извращение зрительного паттерна в исследованиях демиелинизирующих заболеваний.

В последние годы были проведен анализ как ВП в норме с точки зрения их связи с различными звеньями афферентных систем, так и исследование изменений ВП при патологии с точки зрения связи этих изменений с общими и частными перестройками возникающими в ЦНС под влиянием патологического процесса.

Исследование ВП находят применение во многих областях клинической практики:

* локальное деструктивные поражения нервной системы:
* поражения периферической нервной системы;
* поражение спинного мозга;
* поражение ствола мозга;
* поражение полушарий мозга;
* поражение таламуса;
* супраталамические поражения;
* нервные болезни:
* эпилепсия;
* опухали ЦНС;
* церебрально-сосудистые нарушения;
* черепно-мозговая травма;
* деминиции;
* метаболические нарушения;
* кома и вегетативное состояние;
* реанимационный мониторинг [6].

Возможности метода ВП позволяют не только обнаружить структурный уровень поражения анализатора, но и количественно оценить характер поражения сенсорной функции человека в различных звеньях анализатора. Особую ценность и уникальность метод регистрации ВП представляет для обнаружения сенсорных нарушений у детей самого раннего возраста. Системы использующие метод ВП используются в нейрологии, нейрохирургии, дефектологии, клинической аудиометрии, психиатрии, судебно-психиатрической, военной и трудовой экспертизе [3].

3. ХАРАКТЕРИСТИКА ВП

Вызванные потенциалы коры, или вызванные ответами, называют градуальные электрические реакции коры на однократное афферентное раздражение какого-либо раздела нервной системы. Амплитуда, которых в норме достигает 15 мкВ – длинолатентные (до 400 мс) и 1мкВ – коротко латентные (до 15 мс) [2].

Если бы ВП были связаны только с одним определенным типом активности нейронов, количественная оценка их была бы сравнительно легкой, так как сама кривая ВП представляла бы отражение этой активности. Однако гораздо более вероятно, что ВП генерируются несколькими типами активности с различными временными и, возможно, пространственными характеристиками. Помимо других данных, об этом свидетельствует сложность волновой конфигурации ВП, представленная наличием множества пиков, появляющихся через различные временные интервалы. В соответствии с этим исследователи говорят о различных компонентах, определяемых на основании латентности и полярности видимых максимумов и минимумов (пиков) на кривой. При количественной оценке важно определить, на каком протяжении будут измеряться избранные компоненты.

|  |  |
| --- | --- |
|  | Рис.1. Модель, образования ВП. |

На рис.1 показана типичная модель, позволяющая понять как образуются ВП. Отчетливо виден, (рис.1А) ряд позитивных негативных колебаний, каждое из которых наступает через определенный промежуток времени, но их временные параметры частично совпадают. Таким образом, волны *a* и *в* кривой представляют собой негативные колебания, разделенные во времени, а волны *б* и *г* - позитивные колебания, перекрывающиеся во времени. На рис. 1Б показана кривая, полученная при суммации волн *а, б, в* и *г.* Отчетливо видно, что появляющийся негативный компонент *в* не отражает истинной негативности кривой. Более того, максимальная активность (компонент *б* и *г)* смещена во времени, поэтому максимумы этих компонентов, определяемые на основании их латентности, не являются истинными максимумами. Правильность модели, изображенной на рис.1А, подтверждается косвенными данными [11].



В зависимости от модальности предъявляемых стимулов различают следующие виды ВП:

* зрительные;
* слуховые;
* соматосенсорные;
* тактильные;
* обонятельные;
* вкусовые;
* вестибулярные;
* кинестетические [1].

4. РЕГИСТРАЦИЯ ВП

Успехи экспериментальной и теоретической неврологии в изучении нервной системы с помощью ВП давно привлекали внимание клинической нейрофизиологии, однако на пути стандартного использования этого метода стояли существенные трудности.

При регистрации от интактных покровов головы, как известно, регистрируется “спонтанная” электрическая активность в виде электроэнцефалограммы. Амплитуда ее в норме достигает 100 мкВ, а при патологии 200, 500 и даже 1000 мкВ. На этом фоне ВП, не превышающий в среднем в норме 15 мкВ, простым визуальным анализом выделен быть не может [3].

Основнаясложность регистрации ВП заключается в том, что ответы мозга значительно ниже активности спонтанной ритмики ЭЭГ и других сигналов, но имеют с ними общий спектр. Например, если средний амплитудный уровень ЭЭГ составляет 50 мкВ, то зрительные ВП имеют амплитуду до 10 мкВ, соматосенсорные ВП при стимуляции нервов - около 2 мкВ, некоторые компоненты стволовых ВП - до 0,5 мкВ. Отношение сигнала ВП к спонтанной ЭЭГ для зрительных ВП (ЗВП) составляет 1/5, для соматосенсорных ВП (ССВП) 1/25, а для стволовых компонентов это соотношение может составлять меньше, чем 1/100 [1].

Настоящий прогресс в области изучения ВП у человека был достигнут с применением процедуры усреднения ЭЭГ на электронных вычислительных машинах. В принципе процедура сводится к многократному суммированию участков кривой, следующих за подачей стимула, который является точкой, отсчета времени. При этом “спонтанная” ЭЭГ, имеющая статистический характер, не будет значительно возрастать по амплитуде, тогда как ВП, имеющий относительно стабильные временные и фазовые характеристики, складываясь когерентно, при многократном повторении процедуры будет непрерывно возрастать, так что появляется возможность стабильно выделять сколь угодно малый сигнал из шума спонтанной ЭЭГ.

Исследования с применением усреднения показали, что ВП определенной модальности представляет собой весьма стабильный феномен, четко воспроизводимый у данного индивидуума и хорошо сохраняющий свои формальные и количественные характеристики при повторных исследованиях то послужило основанием для широкого применения метода ВП в психологических исследованиях восприятия, распознавания образов, уровней функциональной активности мозга, поскольку по существу психологи впервые получили в распоряжение объективный параметр, достаточно адекватно отображающий процессы восприятия и преобразования мозгом сенсорной информации [3].

Выделение повторяющегося сигнала, на фоне шума, в случаях когда известны моменты появления самого сигнала или связанного с ним вспомогательного сигнала содержит два аспекта:

1. обнаружение сигнала;
2. выделение сигнала с наименьшей ошибкой.

Сформулируем две основные гипотезы:

1. сигнал повторяется тождественно, т. е. без изменения формы;
2. сигнал жестко связан во времени со стимулятором, т. е. время задержки считается постоянным.

Предполагая, что высказанные гипотезы справедливы, рассмотрим периодический сигнал *r(t)*, содержащий шум *b(t)*. В электроэнцефалографии этим шумом будет электроэнцефалограмма, соответствующая нормальному режиму, а также всегда возможные помехи. На шум *b(t)* налагается следующие условия. Прежде всего шум является стационарным процессом 2-го порядка, так что его среднее значение m=(1/Т)*dt*, средняя мощность.



Предположим также, что шум центрирован, т. е. его среднее значение равно нулю, а спектр не содержит постоянной составляющей. В этом случае дисперсия равна средней мощности Р, а называется эффективным значением шума.



Итак, рассмотрим сигнал *х(t)=r(t)+b(t)*. Так как r(t) - периодическая функция с периодом Т0, то

*r(t+kT0)=r(t)*

при любом целом *k*.

Пусть *N* - число импульсов стимулятора за некоторый промежуток времени [7].

Учитывая, что автокорреляционная функция шума равна нулю, а *b(t)-* центрирована было получено, что соотношение сигнал/шум (S/N) будет увеличиваться пропорционально квадратному корню из числа суммированных наблюдений.

(1)



После *N* суммаций отношение (*С/Ш*) будет равно исходному отношение (*с/ш*), умноженному на [1].



Иными словами, преимущество в распознавании сигнала при усреднении относительно больше, если число наблюдений - невелико, например выигрыш в точности при усреднении всего лишь 16 наблюдений уже составляет половину того выигрыша, который мы получаем при усреднении 64 наблюдений. Другое важное преимущество относительно небольшого числа наблюдений состоит в том, что при этом сводится к минимуму возможность изменения состояния мозга в процессе усреднения. Однако есть основание сомневаться в том, что закон квадратного корня полностью приложим к обычным условиям усреднения, поскольку фоновая ЭЭГ редко является действительно случайной. В связи с этим для получения требуемого соотношения S/N необходимо сравнительно небольшое число наблюдений, что если бы вся фоновая активность состояла из случайных несовпадающих элементов, увеличение соотношения S/N соответствовало бы числу наблюдений, а не квадратному корню из этого числа. Практически же увеличение соотношения S/N*,* возможно, представляет собой среднее между величиной квадратного корня и общим числом наблюдении [11].

В явном или неявном виде на выделяемый сигнал ВП и шумы накладываются следующие ограничения:

1. сигнал ВП синхронизирован с предъявляемым стимулом (событием);
2. сигнал ВП идентичен и повторяем для каждого предъявления стимула или возникающего события;
3. сигнал ВП статистически независим от спонтанной ритмики и других шумов;
4. статистические свойства спонтанной ЭЭГ и других шумов, не связанных со стимулами, постоянны (стационарны), то есть нет тренда, смещения ЭЭГ (среднее равно нулю) и =const.



Несмотря на то, что метод синхронного усреднения - мощный метод и позволяет выделить сигнал практически при любом соотношении уровня сигнал/шум, у него есть ряд недостатков. Самый главный - это необходимость подачи достаточно большого числа стимулов, что во многих случаях представляется не физиологичной процедурой из-за наличия привыкания и других связанных процессов в ЦНС. Кроме того, есть стимулы, которые по своей природе не могут подаваться многократно. Например, болевые, обонятельные и вкусовые стимулы. В связи с этим, делались и делаются попытки выделять ВП на одиночные стимулы. Одним из таких подходов является метод взаимной корреляции и оптимальной фильтрации. Недостаток этих методов состоит в том, что они для своего выделения требуют наличия некоторого шаблона - известного сигнала ВП [1].

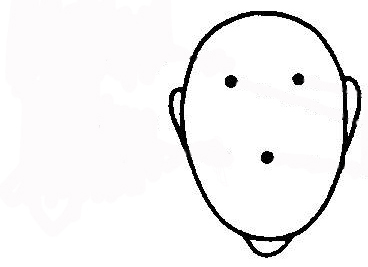
Величина колебаний электрических потенциалов, продуцируемых мозгом, очень мала. Они имеют амплитуду от нескольких микровольт до нескольких сот микровольт (обычно в пределах 500 мкВ). Поэтому, для того чтобы они могли быть записаны, их необходимо предварительно усилить, и только тогда электрические колебания мозга смогут привести в действие то или иное регистрирующее устройство. Типичная система регистрации представлена на рис.2.

Система, состоящая из двух отводящих электродов, блока усиления и блока записывающего устройства, называется каналом регистрации. В современных установках при электроэнцефалографических исследованиях используется сразу большое количество каналов, что позволяет лучше оценить изучаемый процесс. Обязательным элементом установки являются раздражающие устройства, которые должны быть надлежащим образом согласованы с регистрирующей системой (подача отметок, ликвидация помех и т. п.).

### **ОТВОДЯЩИЕ**

### **ЭЛЕКТРОДЫ**

ЗАЩИТНЫЙ ЭЛЕКТРОД



# **АЦП**

### **СТИМУЛЯТОР**

###### Рис.2. Блок – схема аппаратуры регистрации ВП [1].

### **УСИЛИТЕЛЬ ЭЭГ**

ФИЛЬТР

ПРОЦЕССОР ВЫДЕЛЕНИЯ И ОБРАБОТКИ ВП

#### МОНИТОР

#### ПРИНТЕР

Кроме этих обязательных элементов всякой электро­энцефалографической установки, в современный комплекс входят дополнительные элементы, роль которых весьма значительна. К ним относятся звукоизолирующая экранированная камера, оборудованное место для размещения объекта исследования, коммутационное устройство, анализирующая аппаратура, полиграфические приставки.

Электроды служат для контакта с объектом, от которого непосредственно или через промежуточные ткани осуществляется отведение потенциалов. Они должны иметь минимальное сопротивление, не окисляться (что особенно важно для вживляемых электродов), а при регистрации очень медленных потенциалов, частотой менее 0.5/сек., и не поляризоваться. Размеры электродов иих устройство определяются объектом регистрации и задачами исследования.

Электроды представляют собой одно из важнейших звеньев, осуществляющих контакт между испытуемым и регистрирующей аппаратурой, поэтому хорошая техника наложения электродов совершенно необходима для хорошего качества записи. Так как значительная часть времени, проводимого испытуемым в лаборатории, тратится на наложение электродов, желательно применять методы, позволяющие быстро осуществлять эту процедуру, но вместе с тем необходимо, чтобы методы наложения были надежными. Основное требование - обеспечить плотный контакт с низким сопротивлением (5 кОм или меньше) между двумя неполяризующимися электродами. Кроме регистрирующих электродов, требуется электрод для заземления испытуемого. Существует несколько видов электродов: металлические диски, игольчатые электроды, вводимые подкожно, подушечки из абсорбирующего вещества, например войлока. Метод наложения зависит от типа электродов. Электродная паста вводится через это отверстие шприцем с тупой иглой после того, как электрод приклеен к коже с помощью квадратного кусочка марли, пропитанного коллодием. Коллодий может удерживать электрод в течение нескольких часов, причем можно, не сдвигая его, дополнительно вводить электродную пасту.

Выбор места расположения регистрирующих электродов на голове произволен, хотя некоторые исследователи накладывают их в соответствии с международной системой 10—20, принятой в электроэнцефалографии.

Когда число накладываемых электродов невелико, их местоположение зависит от модальности стимула. Применяют два способа отведения: биполярный, когда оба электрода являются активными и последовательно связаны друг с другом, и монополярный, когда один из двух электродов - активный, а другой - индифферентный. С теоретической точки зрения предпочтительнее монополярный способ, но он связан, с определенными трудностями. Индифферентные электроды лучше всего помещать на мочке уха (на одной или на обеих), на сосцевидном отростке, спинке носа, подбородке и скуле [5].

В связи с необходимостью длительного контакта обычно используют дискообразные электроэнцефалографические электроды из серебра, покрытые слоем, хлорированного серебра, которые фиксируют на скальпе коллодием [10].

Соединительные провода должны осуществлять исключительно передаточную роль и не должны вносить каких-либо помех, что обеспечивается их надежной изоляцией, малым сопротивлением и хорошей экранировкой от электромагнитных и электростатических полей.

Коммутационное устройство служит для переключения электродов на разные каналы и входы усилителей. В современных многоканальных электроэнцефалографах коммутаторы входят в комплекс приборов, образующих такого рода установку, и либо монтируются на корпусе электроэнцефалографа, либо выносятся в виде специальной приставки. К коммутационному устройству относятся панель с гнездами для подключения электродов и многополюсные переключатели для коммутации. Главное требование здесь - это хорошие контакты и надежная изоляция всех линий [5].

Усилители обеспечивают усиление входного сигнала до нужной величины в заданном диапазоне частот и с достаточно низким уровнем шума. Для длиннолатентных ВП параметры усилителей аналогичны электро­энцефалографическим. Для коротколатентных, более высокочастотных и низкоамплитудных ВП, требуется гораздо больший коэффициент усиления и широкая полоса пропускания частот.

Чувствительность - это характеристика всего тракта усиления, включая собственно усилитель и регистратор сигнала. В современных усилителях ВП эта величина достигает 1 мкВ/мм и меньше, что связано с малыми величинами сигнала ВП. Чувствительность усилителя ограничена его собственными шумами. Существенной особенностью этого показателя является то, в какой полосе частот обеспечивается эта величина.

Полоса частот регулируется как снизу, так и сверху. Снизу полоса частот регулируется изменением постоянной времени усилителя. В стандартных ЭЭГ-усилителях используется постоянная времени со значениями 1; 0,3; 0,1 и 0,05с, что соответствует пропусканию низкочастотных сигналов: 0,16; 0,5; 1,5 и 2 Гц. В усилителях для регистрации ВП могут использоваться и меньшие постоянные времени, кривая калибровочного сигнала для которых носит более дифференцированный вид, что соответствует ограничению полосы частот снизу до 5, 10, 20 и даже 100 Гц.

Сверху полоса частот регулируется достаточно широко при выделении как длиннолатентных, так и коротколатентных сигналов ВП. Обычно ограничение частотной полосы составляет для длиннолатентных ВП 100 Гц, для коротколатентных ВП 1-3 КГц.

Для вырезания сетевой помехи частотой 50 Гц применяется специальный фильтр, называемый «фильтр-пробка». Количественной характеристикой фильтра является коэффициент режекции (отношение коэффициента передачи фильтра в полосе пропускания к коэффициенту передачи на частоте режекции), выражаемый в дБ. 100-кратнос подавление соответствует 40 дБ.

Перевод аналогового сигнала в цифровую форму производится с помощью АЦП, характеристики которого должны быть такими, чтобы максимально хорошо передать форму сигнала. На передачу сигнала и его отображение на дисплее влияют следующие факторы:

Временная дискретизация по одному каналудля длиннолатентных ВП с максимальной частотой до 100 Гц интервал дискретизации равен 1/2F= 1/200=5 мс, т.е. достаточная частота дискретизации – 200 Гц на канал, но это теоретически. Практически спектр сигнала не может быть ограничен строго 100 Гц.

Динамический диапазон АЦП определяется как отношение максимально возможного сигнала к минимальному сигналу, который может быть различим на уровне шума квантования. Эта величина приблизительно равна числу квантов АЦП. Устаревшие системы используют 8-разрядные АЦП, при этом число квантов 256 =28. Современные системы используют 12-ти или даже 16-ти разрядные АЦП с количеством квантов 4096 и 65536 соответственно. Число каналов АЦП для ВП не превышает 2-4, в отдельных методиках применяют 16 и более.

Последовательное усреднение с синхронизацией по предъявляемому стимулу проводится по формуле 1. Каждое усреднение воспроизводится на экране компьютера, на котором можно наблюдать улучшение отношения сигнал/шум по мере выделения ответов. После окончательного выделения результаты усреднения сбрасываются в дополнительную буферную память. Данные из буферной памяти можно использовать для дальнейшего исследования [1].

Раздражающие устройства (стимулятор) служат для включения и выключения раздражителей, действующих на объект исследования. Они состоят из источников раздражения (звукогенератора, питания электрической лампы, импульсного генератора для раздражения током и т. п.), прерывателя (автоматического или с ручным управлением) и датчика раздражения. Кроме того, сюда часто вводятся различные приспособления для ликвидации электрических помех (наводок), возникающих при включении раздражителя (особенно при раздражении электрическим током). Без этих приспособлений помехи будут поступать на входы усилителей и далее на осциллограф, искажая или делая полностью невозможной запись ЭЭГ.

Звукоизолирующая экранированная камера служит для устранения всех посторонних влияний на объект в виде переменных и не поддающихся учету в эксперименте внешних раздражителей (света, шумов, звуков, вибрации, запахов и др.), а также для ограждения от электромагнитных помех, главным образом от электрической сети в лабораторном помещении, создающих наводку в цепи отведения биопотенци­алов.

Оборудованное место для размещения объекта исследования может быть самой различной конструкции в зависимости от рода объекта. Может быть кресло или кушетка со специальным подголовником.

Анализирующая аппаратура служит для выделения автоматическим путем определенных параметров ЭЭГ (частот, амплитуд, фазных соотношений и др.) из общей картины колебаний электрических потенциалов мозга и записи их в виде отдельных кривых либо на той же самой ленте осциллографа вместе с ЭЭГ, либо на ленте соответствующего прибора.

Полиграфические приставки позволяют записывать одновременно с ЭЭГ различные другие показатели деятельности организма (электрокардиограмму, дыхание, кровяное давление, кожно-гальванический рефлекс и т. п.). В простейшем случае для этого используется часть каналов электроэнцефалографической установки. Гораздо лучше, однако, если в одном блоке с электроэнцефалографом вмонтированы специальные дополнительные каналы и запись производится на той же ленте. В других случаях - это самостоятельная установка, синхронно работающая с электроэнцефалографом. В полиграфическую установку входит регистрирующая аппаратура с усилителями, а также датчики, преобразующие механические, химические, тепловые и другие процессы, совершающиеся в организме, в соответствующие электрические колебания, которые могут быть записаны наряду с ЭЭГ. Все эти процессы должны регистрироваться по возможности в моментих свершения, чтобы соответствующие кривые могли быть сопоставлены с ЭЭГ. Датчики необходимо применять такие, которые не стесняли бы человека или животное и не создавали бы электрических помех.

Помещение для электроэнцефалографии следует выбирать в наиболее тихой части здания, подальше от проезжих улиц и - что особенно важно вдали от всяких устройств, являющихся источниками электрических помех. Для уменьшения уровня помех необходимо обеспечить хорошую электрическую проводку и заземление (в большинстве случаев бывает достаточно заземлить установку на водопроводные трубы). Осветительная сеть должна быть отделена от технической. Последняя монтируется четырехжильным кабелем достаточно большого сечения, которое выбирается в зависимости от максимально возможной потребляемой мощности. Кабель лучше заделать в стене. Он должен быть в металлической защитной оболочке, которая будет играть и роль экрана [5].

На регистрацию ВП-сигнала оказывает влияние артефакты. Под артефактом понимается запись всякого постороннего процесса, не являющегося непосредственным выражением электрической активности мозга; запись этого процесса накладывается на ЭЭГ и искажает ее. Умение отличать артефакты и устранять их причины - необходимое условие для получения истинной картины колебаний электрических потенциалов мозга.

Артефакты могут быть физического и биологического происхождения. Артефакты физического происхождения чаще всего вызываются наводкой переменного тока. При записи ЭЭГ она выражается в появлении частоты 50 или, реже, 100 гц и может полностью замаскировать запись потенциалов мозга. При малой амплитуде наводки линия записи становится нечеткой. Причины наводки переменного тока могут быть весьма разнообразными:

1. поломка отводящих проводников, причем часто сказывается даже разрыв одной или нескольких жил, если провод многожильный;
2. значительное сопротивление электродов при плохом контакте их с мозгом; при подсыхании, при окислении, при слишком малом диаметре кончика, если усилители специально не рассчитаны на большое входное сопротивление, и т. п.;
3. наличие плохих сглаживающих фильтров в выпрямителях, питающих усилители;
4. влияние электромагнитных полей выпрямителя;
5. влияние мощных электромагнитных полей, создаваемых электрическими приборами, расположенными по соседству, рентгеновскими установками, установками высокой частоты и т. п.;
6. нарушения в схемах усилителей, приводящие к повышению чувствительности к помехам;
7. плохая экранировка соединительных проводов и камеры;
8. слишком близкое расположение сетевых проводов к входным коммутациям усилителей и отводящим электродам;
9. плохие контакты в коммутационном устройстве;
10. действие переменного тока, поступающего по цепи подачи раздражителей (особенно при электрическом раздражении).

Кроме перечисленных, могут быть и другие причины наводки.

Источником артефактов может быть также влияние механических смещений электродов. Оно регистрируется в виде больших нерегулярных потенциалов или плавных смещений средней линии записи, нередко в ритме дыхания. Их причина - проявление электродвижущей силы поляризации электродов, которая при неподвижных электродах не сказывается на обычной записи ЭЭГ.

Сходная картина получается при поломке, даже неполной, нескольких жил многожильного провода. В этом случае устранение причины затрудняется тем, что измеренное сопротивление может оказаться достаточно низким и создается впечатление целости проводов.

Артефакты биологического происхождения. Наиболее частой помехой могут служить мышечные потенциалы, которые очень трудно отличить от быстрых потенциалов, записываемых от мозга. Затем следует назвать наложение электрокардиограммы, что обнаруживается по регулярному появлению в ЭЭГ острых пиков в такт сердцебиениям, а также наложение кожно-гальванического рефлекса в виде плавного смещения средней линии записи (обычно электроэнцефалографические усилители не пропускают таких медленных потенциалов, но в некоторых случаях это бывает). Особо следует отметить влияния движений глаз в миганий, которые выражаются в виде появления характерных плавных или остроконечных колебаний на фоне ЭЭГ. При небольшой амплитуде эти колебания можно спутать с так называемыми вторичными ответами в ЭЭГ человека [5].

Визуальный анализ ВП, полученных в разных экспериментальных условиях, редко является достаточным для проверки научных гипотез. Необходима количественная оценка полученных данных, особенно при исследовании психических заболеваний. Более того, учитывая, что каждая кривая ВП состоит из множества точек, отражающих значения напряжения в различные моменты времени, необходимо уменьшить их число, отобрав важнейшие из этих данных, которые можно затем сопоставить. Методы отбора важнейших данных тесно связаны с имеющейся в распоряжении исследователя аппаратурой, а также зависят от научных гипотез и концепций, которые, по мнению исследователей, объясняют механизмы ВП и которые подлежат проверке [11].

5. МАТЕМАТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ВП

Математический анализ биопотенциалов с помощью ЭВМ находит все большее практическое применение. Считается, что без использования ЭВМ нельзя решать сложные задачи, касающиеся расшифровки механизмов кодирования и декодирования информации в головном мозге.

Общепризнанно, что ЭВМ незаменимы тогда, когда требуется сопоставить по времени и по активности значительное количество одновременно протекающих процессов.

Математические методы анализа ЭЭГ являются наиболее результативными и объективными. Их значение особенно возрастает в связи с возможностью использования электронных вычислительных машин, способных быстро выполнять множество громоздких и трудоемких вычислений, что ранее было препятствием широкому применению методов математики для анализа физиологических кривых. Ритмический характер многих процессов, протекающих в живом организме, в определенной степени оправдывает гипотезу о том, что ЭЭГ является результатом алгебраического сложения многих регулярных (например, периодических, синусоидальных и т. п.) колебаний на фоне случайных помех.

В разное время с различным успехом в основном применялись три математических метода для анализа энцефалограмм:

1. гармонический (с помощью рядов Фурье);
2. периодограммный;
3. корреляционный (авто- и кросскорреляционный).

Анализ ЭЭГ с помощью рядов Фурье дает возможность выявить суммарную активность до или после какого-либо раздражения, так как ряд Фурье выделяет гармонические составляющие ЭЭГ с дискретным спектром частот различной амплитуды.

Периодограммный анализ позволяет выявлять скрытые периодичности, т. е. распознавать спектральную структуру естественных процессов по результатам их регистрации. В отличие от других методов анализа ЭЭГ периодограммный метод свободен от таких недостатков, как невозможность учета фаз колебаний, ограничения при анализе быстропротекающих изменений ЭЭГ, наличие артефактов на низких частотах и др. Периодограммный анализ может быть использован также для оценки изменений ЭЭГ под действием различных афферентных раздражителей, а также при фармакологических пробах и др.

Корреляционный анализ дает возможность судить о том процессы каких типов содержатся в данной ЭЭГ, оценит среднюю величину значений периода повторений процесса, степени устойчивости периодического процессах [4].

Метод спектрального сводится к вычислению авто- и кросскорреляционных функции двух ЭЭГ, одновременно отводимых от разных точек коры. Кросскорреляционная функция считается так:



(2)



В этой формуле - значения двух ЭЭГ в дискретные моменты времени, отстоящие на интервале и от начала исследуемого отрезка записи; N – число интервалов на исследуемом отрезке записи; - интервал квантования; Целочисленная величина может принимать положительные и отрицательные значения:



Автокорреляционные функции ЭЭГ получаются по формуле (2) подставив значение x и у соответственно; в этом случае принимает только положительные значения.



Расчет спектров мощности автокорреляционной функции (автоспектр) и кросскорреляционной (кросс-спектр), а также фазового спектра производится по следующим формулам:



где



где - число интервалов в одной ветви кросскоррелограммы; а - сглаживающая функция Хемминга



в качестве сглаживающей функции можно использовать также функцию Парзена.

Автокорреляционная функция воспроизводит ритмы, возникающие в различных участках ЭЭГ, даже если их фазы в разных участках ЭЭГ произвольно сдвигаются друг относительно друга. Это позволяет их анализировать с помощью преобразования Фурье . Кросскорреляционная функция воспроизводит ритмы одинаковой частоты, появляющиеся в одних и тех же участках записи в обеих ЭЭГ, и относительная выраженность этой ритмики обуславливает кросс-спектр . Взаимные фазовые сдвиги этих ритмов в двух ЭЭГ могут быть определены по фазовому спектру [2].



В зависимости от вида кросскорреляционной функции можно выделить периодические ее оставляющие, общие для двух фиксированных ЭЭГ даже в том случае, если их амплитуды намного меньше амплитуд имеющихся непериодических элементов. Кроме того, можно определить степень связи между амплитудами различных процессов при данном сдвиге времен а также выделить из фоновой активности вызванные потенциалы.

Автокорреляционный анализ используется для изучения степени связи между амплитудами одного и того процесса при данном сдвиге времени.

Анализ спектра мощности методом преобразования Фурье позволяет не только быстро и объективно рассчитать индексы ритмов в выбранных участках записи, но и выявить не заметные на глаз изменения ЭЭГ активности [8].

Также проводят анализ разности двух ВП. Разность ВП позволяет выяснить меру изменения ВП во времени, что представляет интерес при тестировании влияния различных факторов на ВП (фармакологического воздействия, гипервентиляции и др.). Вычисление разности вызванных потенциалов позволяет получить количественную характеристику различий ВП разных отделов мозга, что важно, например, при выяснении локализации паралогического процесса или при оценке межполушарной функциональной специализации. Асимметрию ВП в гомологических точках разных полушарий легко оценить, используя визуализацию разностного сигнала ВП между какими-либо отведениями [3].

Для количественной оценке ВП вычисляют площади, ограниченной нулевой линии и кривой ВП в заданном произвольно интервале времени [9].

Использование методов топографического картирования и трехмерной локализации источников электрической активности позволяет проследить динамику генерации ЭЭГ активности и уточнить локализацию патологического процесса в структурах мозга.

Проследить динамику изменения ВП одного и того же испытуемого или сопоставить ВП разных испытуемых можно с помощью режима по парного сравнения. Такой анализ позволяет сопровождать реабилитационный период, оценить эффективность медикаментозного лечения, сравнить ВП данного пациента с заранее зафиксированной нормой [6].

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Гнездицкий В.В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике. Таганрог: ТРТУ, 1997.
2. Жадин М.Н. Биофизические механизмы формирования электро­энцефалограммы. Москва: Наука, 1984.
3. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных забо­леваний. Медицина, 1991.
4. Иванов-Муромский К.А., Заславский С.Я Применение ЭВМ для анализа электрограмм мозга. Киев: Наукова Думка, 1968.
5. Кратин Ю.Г., Гусельников В.И. Техника и методика электроэнце­фалографии. Ленинград: Наука, 1971.
6. Кулаичев А.П. Компьютерная электрофизиология в клинической и исследовательской практике. CONAN-3.0 для Windows. Москва: Информатика и компьютеры, 1998.
7. Макс Ж. Методы и техника обработки сигналов при физических явлений. Москва: Мир, 1983.
8. Математический анализ электрических явлений головного мозга. Материалы симпозиума. Москва: Наука, 1965.
9. Микрокомпьютерные медицинские системы: Проектирование и применение. Москва: Мир, 1983.
10. Пратор П.Ф. Мониторный контроль функций мозга. Москва: Медицина, 1982.
11. Шагас Ч. Вызванные потенциалы головного мозга в норме и патологии. Москва: Мир, 1975.