Министерство образования и науки Российской Федерации
(МИНОБРНАУКИ РОССИИ)
НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
Физический факультет
Кафедра общей и экспериментальной физики (ОиЭФ)

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ В ГЭК
Руководитель ООП
д-р физ.-мат. наук, профессор
_____Чайковская О.Н.
«_4_» _июня_____2018 г.

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

РАЗРАБОТКА НОВОГО МЕТОДА СОВМЕСТНОГО АНАЛИЗА ДАННЫХ ЭЭГ И МРТ

по основной образовательной программе подготовки магистров
«Фундаментальная и прикладная физика»
направление подготовки 03.04.02 - Физика

Князькова Анастасия Игоревна

Научный руководитель ВКР
канд. физ.-мат. наук, доцент
_____ А. В. Борисов
подпись
«_4_» _июня_____2018 г.

Автор работы
студентка группы № 526 Б
_____А. И. Князькова
подпись

Томск 2018

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ 3
1. Основные методы исследования головного мозга 7
1.1 ЭЭГ головного мозга. Размещение электродов 9
1.2 Амплитудно-частотные характеристики ЭЭГ 12
1.3 МРТ головного мозга 16
1.4 Физическая основа МРТ 19
1.5 Релаксационные процессы T_1 и T_2 релаксации 23
2. Численное моделирование 26
2.1 Математическая основа моделирования 26
2.2 Принципы построения модели 31
2.3 Распределение электрического поля внутри головы человека 35
ЗАКЛЮЧЕНИЕ 38
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ И ЛИТЕРАТУРЫ 39

ВВЕДЕНИЕ

В данной работе рассматривается задача восстановления распределения напряженности электрического поля внутри головы человека. Для построения геометрической модели и определения пространственного распределения электропроводности биологических тканей в мозге человека используются данные магнитно-резонансной томографии (далее МРТ). Для нахождения распределения электрического поля в голове человека, необходимо численно решить систему уравнений, полученную из уравнений Максвелла с граничными условиями, соответствующими значениям потенциалов электрического поля полученных с помощью электроэнцефалографии (далее ЭЭГ)

Проблема исследования головного мозга одна из самых обсуждаемых задач в настоящее время. Многочисленные клинические и экспериментальные данные, накопленные в науке в последние десятилетия, свидетельствуют о том, что между психикой и мозгом существует тесная взаимосвязь, поэтому тема соотношения мозговой деятельности и психического состояния является по-прежнему актуальной. Развитие современных методов исследований функционального состояния головного мозга напрямую связано с прогрессом в технической области.

Наиболее доступными и распространенными методами изучения мозга являются процедуры ЭЭГ и МРТ. Данные процедуры позволяют выявить патологии при черепно-мозговых травмах или различных воспалительных процессов, заболевания сосудистой системы и различные неврологические расстройства.

Электроэнцефалография в исследовании неврологических расстройств позволяет выявить патологические изменения в головном мозге, определить характер и тяжесть заболевания. Неврологические расстройства характеризуются нарушениями интеллектуальной,

эмоциональной и психической деятельности. В настоящее время наиболее распространенным и обсуждаемым расстройством центральной нервной системы является эпилепсия. В работе [1] представлен новый подход для автоматического обнаружения эпилепсии при анализе ЭЭГ, в основе которых лежит нелинейная природа ЭЭГ данных.

Электроэнцефалографические измерения когерентности мозговой волны могут быть использованы для вывода нарушений в функциональной организации мозга. Множество работ [2-4] посвящено исследованиям когерентности ЭЭГ в состоянии покоя при различных зависимостях (игры, алкогольная и никотиновая зависимости). В работе [5] представлен подход, основанный на искусственной нейронной сети, с целью классификации электроэнцефалографических сигналов в разных психических состояниях. Входы искусственной нейронной сети являются спектральными характеристиками. Метод Brain-Computer Interface (BCI) может быть реализован путем перевода мыслей пользователя в команды управления. Экспериментальные результаты показывают, что предложенный метод превосходит другие классификаторы.

Классификация сигналов ЭЭГ играет важную роль в диагностике и лечении заболеваний головного мозга. Авторы [6] используют различные методы обработки ЭЭГ сигналов, такие как, частотно-временное представление дескрипторов матрицы совпадения уровня серого (GLCM) и Fisher Vector (FV) для автоматической классификации сигналов ЭЭГ. В работе [7] рассматривается обнаружение изображений движения с помощью классификации сигналов ЭЭГ. Результаты эксперимента показывают, что предлагаемый метод на основе независимого компонентного анализа (ICA) обладает высокой степенью классификации.

Технология МРТ применяется в исследованиях различных областей медицины, таких как онкология, неврология, гинекология, и другие. В работе [8] исследованы значения различных стандартных и количественных параметров МРТ при заболевании, связанном с расстройством центральной

нервной системы. При проведении магнитно-резонансной томографии у пациентов с металлическими имплантатами возникают артефакты, которые могут нарушать изображения вокруг имплантатов, что часто затрудняет их интерпретацию. В своем исследовании авторы [9] разработали металлический материал, сплав Au-35Pt, который не вызывает артефактов вовремя МРТ. По мнению авторов, такой сплав обладает магнитной восприимчивостью, очень близкой к восприимчивости живой ткани и вызывает гораздо меньше артефактов. Данный материал актуален как материал для спинальных клеток, внутричерепных электродов, катушек эмболизации мозговой аневризмы, маркеров для МРТ и так далее.

Методика одновременной регистрации ЭЭГ и МРТ позволяет преодолеть пространственно-временные ограничения каждой методики по отдельности и является более эффективным инструментом для исследования когнитивных функций. В работе [10] была использована гибридная нейровизуализация для исследования влияния сильных магнитных полей на деятельность головного мозга человека, превышающих текущие значения международной комиссии по неионизирующей радиационной защите (ICNIRP) и института инженеров по электротехнике и электронике (IEEE). Для достижения цели авторы объединили электроэнцефалографию и функциональную магнитно-резонансную томографию, чтобы охарактеризовать возможные пространственно-временные закономерности изменений активности мозга и улучшить существующую характеристику порога плотности потока магнитного поля. Результаты данного исследования подтверждают отсутствие специфических острых эффектов на деятельность мозга человека в результате резкого воздействия магнитного поля на частоту электропередач до 7,6 мТл, что согласуется с основными ограничениями и опорными уровнями, рекомендованными как ICNIRP [11], так и IEEE [12].

Анализ в режиме реального времени при одновременной регистрации ЭЭГ и функциональной МРТ необходим при изучении нейрофидбэка и

проведении эффективного мониторинга активности мозга. Однако артефакты баллистокардиограммы (BCG), которые индуцируются движениями, связанными с сердечным ритмом, в МРТ-сканере, сильно загрязняют сигналы ЭЭГ и препятствуют надежному анализу в реальном времени. Для решения данной задачи авторы [13] используют метод оптимальных базисных множеств в режиме реального времени (rtOBS) для мгновенного удаления артефактов BCG. Результаты исследования показывают эффективность и преимущество данного метода.

Цель работы. Целью магистерской диссертации является разработка нового метода совместного анализа данных ЭЭГ и МРТ, полученных независимо.

В соответствии с указанной целью настоящей работы, в ходе исследования решались следующие задачи:

1. Получить данные ЭЭГ и МРТ для здорового ребенка и ребенка с диагнозом аутизм;
2. Восстановить трехмерную модель головы на основе данных МРТ;
3. Построить математическую модель, предназначенную для численного моделирования совместного анализа данных ЭЭГ и МРТ;
4. Получить численное решение построенной математической модели;
5. Получить интегральные характеристики, позволяющие провести сравнение результатов моделирования с известными подходами по анализу ЭЭГ для здоровых детей и детей с диагнозом аутизм.

1. Основные методы исследования головного мозга

В данной главе рассматриваются два основных метода исследования головного мозга – ЭЭГ и МРТ. Оба вида исследования прекрасно подходят для выявлений заболеваний головного мозга, однако направлены на решения разных задач.

Особый интерес эти методы представляют для диагностики неврологических и психологических заболеваний [14-15]. По отдельности данные ЭЭГ или МРТ дают ограниченную информацию, полезную для решения частных диагностических задач. ЭЭГ дает информацию об изменении со временем распределения электрического поля с поверхности головы, а МРТ характеризует S - амплитуду сигнала в частотной области спектра для каждой точки. Например, в работах [16-18] в сигнале ЭЭГ выявлены признаки характерные аутизму.

Существуют подходы совместного проведения процедур МРТ и ЭЭГ [19]. Использование ЭЭГ/фМРТ (функциональная МРТ) применяется для определения изменений уровня содержания кислорода в крови [20], для изучения временной динамики активности головного мозга [21]. Однако, длительное время регистрации МРТ не позволяет проводить в динамике оценку состояния с использованием психологических тестов, оценивать различные воздействия в режиме реального времени.

В последние годы появились разработки [22-23] по совместному анализу данных МРТ и ЭЭГ, полученных независимо. Однако, такой подход требует соответствующего математического аппарата для совместного анализа полученных независимо данных МРТ и ЭЭГ. Например, в работе [23], используется численное решение краевой задачи для электрического скалярного потенциала, полученного из уравнений Максвелла в квазистационарном приближении, однако, МРТ используется только для

восстановления геометрии, а магнитное поле восстановлено на основе магнитоэнцефалографии.

Процедура ЭЭГ – наиболее распространенная методика диагностирования заболеваний головного мозга в области невропатологии. Электроэнцефалограмма регистрируется путем измерения разности потенциалов между референтным электродом, расположенным вне мозга, и активным (синонимы - рабочим, измерительным), расположенном на поверхности головы (экстракраниальный электрод). Для анализа амплитуды ЭЭГ в различных частотных диапазонах применяют цифровую фильтрацию с помощью рекурсивных фильтров, либо анализируют весь спектр с использованием дискретного преобразования Фурье. Сигналы электрической активности головного мозга регистрируются со многих точек головы и как следствие полное описание ЭЭГ должно проводиться с учетом пространственных свойств этого сигнала.

МРТ всех отделов головного мозга позволяет показать наличие новообразований и изменений в тканях и может выявить заболевания связанные с сосудистой системой. Данный метод диагностики ценен тем, что на его основе можно получить трехмерную модель пораженных зон, что в свою очередь позволяет более структурно проанализировать степень патологии. В основу метода МРТ-диагностики положен эффект резонансного поглощения атомами электромагнитных волн. Метод ядерного магнитного резонанса позволяет изучать организм человека на основе насыщенности тканей организма водородом и особенностей их магнитных свойств, связанных с нахождением в окружении разных атомов и молекул.

1.1 ЭЭГ головного мозга. Размещение электродов

Электроэнцефалография (ЭЭГ) – неинвазивный метод исследования функциональной активности головного мозга путем регистрации его биоэлектрической активности, метод изучающий закономерности электрической активности мозга, отводимой с поверхности кожи головы, а также метод записи таких потенциалов (формирование электроэнцефалограмм). Электроэнцефалограмма регистрируется путем измерения разности потенциалов между референтным электродом, расположенным вне мозга, и активным (синонимы - рабочим, измерительным), расположенном либо на поверхности головы (экстракраниальный электрод), либо на поверхности мозга (интракраниальный электрод). Экстракраниальная ЭЭГ имеет примерно в десять раз меньшую амплитуду по сравнению с интракраниальной, кроме того, существенно меняется спектральный состав за счет влияния оболочек мозга, слоя спинномозговой жидкости и костей черепа. Однако, интракраниальная запись ЭЭГ применяется лишь во время нейрохирургических операций на открытом мозге.

Для анализа амплитуды ЭЭГ в различных частотных диапазонах удобно применять цифровую фильтрацию с помощью рекурсивных фильтров 2 – 4 порядка либо анализировать весь спектр с использованием дискретного преобразования Фурье.

Для оценки реакции усвоения ритма при ритмической сенсорной стимуляции очень эффективна оценка спектра сигнала. При усвоении ритма в спектре появляются компоненты, частота которых точно соответствует частоте стимуляции (или кратна ей).

Электроэнцефалография помогает поставить точный диагноз психического расстройства, определить его тяжесть, подобрать тот или иной психотропный препарат. Высокой информативностью отличается метод суточного мониторинга биоэлектрической активности мозга.

Применение современных методов цифровой обработки сигналов позволяет существенно повысить достоверность ЭЭГ исследований и придать им качественно новый уровень получения диагностически значимой информации.

Сигналы электрической активности головного мозга регистрируются со многих точек головы и, вообще говоря, полное описание ЭЭГ должно проводиться с учетом пространственных свойств этого сигнала. Наибольшая сложность интерпретации состоит в том, что нужно иметь развитое воображение для представления о пространственном распределении мощности основных ритмов ЭЭГ на основе нативного сигнала. Существенно облегчить эту задачу можно с помощью, так называемого картирования электрической активности головного мозга. Задача картирования параметров электрической активности сводится, по сути, к математической задаче интерполяции двумерной функции на нерегулярные сетки.

В некоторых программах картирования выбор базиса играет очень существенную роль для качественной интерполяции, однако, с вычислительной точки зрения все методы двумерной интерполяции в конечном итоге сводятся к решению системы линейных алгебраических уравнений.

Для получения сопоставимых результатов электроды ЭЭГ накладывают согласно общепринятой международной системе «10 – 20» (рисунок.1.1). Данная схема предусматривает измерение расстояния от костных ориентиров черепа, с последующим расчетом интервалов между электродами в процентном соотношении. Схема строится следующим образом: проводят две условные линии: сагиттальную и фронтальную.

Сагиттальная линия – это расстояние между двумя точками nasion (переносица) и inion (выступ затылочного бугра). Сначала измеряют длину сагиттальной линии и принимают ее за 100%. Нижние лобные электроды (Fp1, Fp2), размещаются на 10% расстояния выше переносицы. На 10% от

сагиттальной линии, выше затылочного бугра, располагается линия затылочных электродов (O1,O2). Электроды (F и P) размещаются между лобными и затылочными электродами на равных расстояниях. Линии теменных электродов (P3, P4) и точка Pz располагаются на расстоянии 20% от сагиттальной линии, еще через 20% - точка Cz и линия центральных электродов (C3, C4), и еще через 20% - точка Fz и линия лобных электродов (F3, F4).

Фронтальная линия – это расстояние между наружными слуховыми проходами через макушку. Измеряется длина фронтальной линии и принимается за 100%. На 10% от слухового прохода с каждой стороны, располагаются височные электроды (T3 и T4), и на 20% выше от височных электродов находятся вышеупомянутые центральные электроды (C3, C4). Обозначения электродов: F – frontalis, лобный, O – occipitalis, затылочный, P – parietalis, теменной, C – centralis, центральный, A – auricularis, ушной.

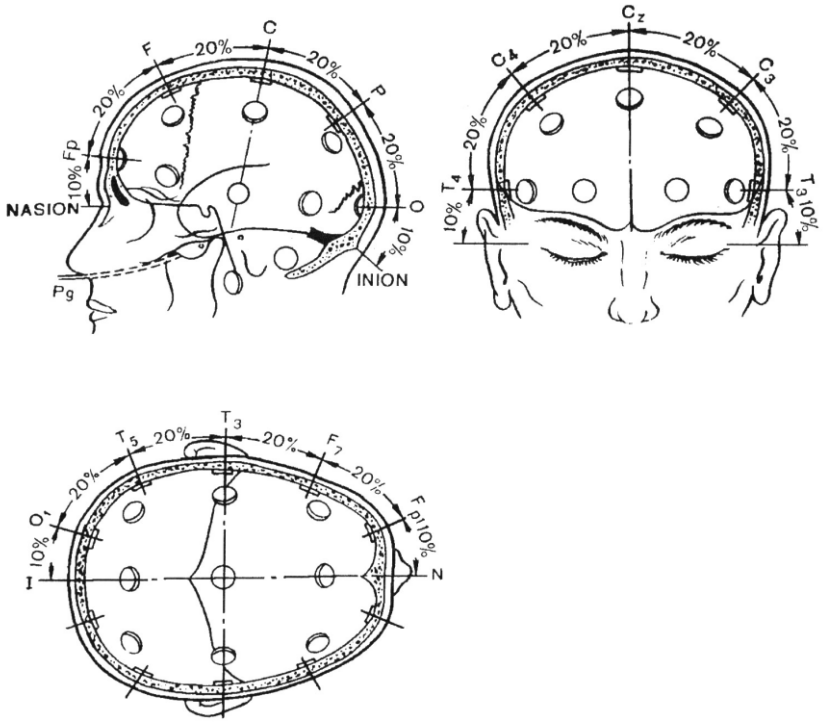


Рисунок 1.1 – Международная система наложения электродов «10 – 20»

Принципиально мы можем регистрировать лишь разность потенциалов между двумя точками головы, поэтому в принципе любая монтажная схема является биполярной. Однако, на мочках ушей, на кончике носа потенциал электрической активности мозга мал и эти точки можно использовать как референтные для так называемых монополярных схем. Основное отличие между биполярными отведениями и монополярными заключается в том, что биполярные регистрируют разность потенциалов между двумя электродами, на которых электрический потенциал мозга имеет существенное значение. Монополярная схема предполагает, что один из электродов (референтный) имеет потенциал, близкий к нулю. Та или иная монтажная схема выбирается в зависимости от целей и задач исследования.

После закрепления электродов на поверхности головы на них появляется потенциал, который может быть зарегистрирован с помощью биоусилителей.

1.2 Амплитудно-частотные характеристики ЭЭГ

Амплитудно-частотные характеристики ЭЭГ определяются размерами регистрирующих электродов и зависят от количества отдельных генераторов, параметров их активности и степени пространственной синхронизации. В значительной степени активность этих генераторов искажается за счет объемно-проводящих свойств тканей, окружающих мозг.

Наименьшая амплитуда колебаний биопотенциалов мозга, которая может быть зарегистрирована, ограничена уровнем биологических и физических шумов и составляет 0,5-1 мкВ. Максимальная амплитуда колебаний потенциалов мозга может достигать нескольких тысяч мкВ (нескольких мВ) для некоторых эпилептических разрядов или медленных волн, но, в среднем, амплитуда ритмов ЭЭГ колеблется в пределах 30-100 мкВ.

Наименьшая частота колебаний на ЭЭГ - это уровень постоянного потенциала. Однако, без специальных приемов зарегистрировать его трудно. Это связано с поляризацией электродов, наличием артефактных волн низкой частоты, таких, например, как волны дыхания. Исследования постоянного потенциала мозга или сверхмедленных его колебаний представляют специальную научную проблему. В практике клинической электроэнцефалографии они пока не применяются. Нижняя граница частот устанавливается 0,5 Гц (постоянная времени 0,3 с); верхняя граница не превышает 100 Гц, наиболее выраженная в норме частота - около 10 Гц. Условия регистрации ЭЭГ, таким образом, заключаются в том, чтобы обеспечить большое усиление для микровольтных сигналов мозга низкой частоты (0,5-30 Гц), подавить, насколько возможно, сетевые и другие помехи.

Одной из основных характеристик ЭЭГ является частота. По частоте, амплитуде и физиологическим характеристикам электрических колебаний в электроэнцефалограмме выделяют пять основных типов волн: альфа, бета, гамма, дельта и тета.

Альфа-ритм (α-ритм) – это ритмические колебания почти синусоидальной формы, частота которых находится в интервале от 8 до 14 Гц. Наиболее выражен в затылочных областях головного мозга. Наибольшую амплитуду α-ритм имеет в состоянии спокойного бодрствования, особенно при закрытых глазах в затемнённом помещении. Блокируется или ослабляется при повышении внимания (в особенности зрительного) или мыслительной активности. Для этого ритма характерно возникновение спонтанных изменений амплитуды (модуляции α-ритма), выражающихся в чередующемся нарастании и снижении амплитуды волн с образованием так называемых «веретён», длительность которых чаще всего колеблется от 2 до 8 с. Различают α-активность (состоит из α-волн с длительностью от 80 до 125 мс и регистрируется в любых мозговых

структурах) и α-ритм (регулярная волновая активность с частотой порядка 10 Гц, регистрируемая в затылочных областях).

Нарушения альфа-ритмов на ЭЭГ. Высокая частота и нестабильность альфа-ритма свидетельствуют о травматическом повреждении головного мозга, например, после черепно-мозговой травмы. Выраженная межполушарная асимметрия может говорить о наличии опухоли или кисты мозга, а также инсульта или инфаркта. Дезорганизация альфа-ритма или его полное отсутствие указывает на приобретенное слабоумие. Уменьшение амплитуды альфа-ритма, а также слабая реакция активации говорят о наличии психопатологии (в частности третий тип неврозов).

Бета-ритм (β-ритм) – локализуется в предцентральной и фронтальной коре, частота колебаний 15-35 Гц. Наблюдается при умственной активности у взрослых, причем значимое усиление высокочастотной активности наблюдается при умственной деятельности, включающей элементы новизны, в то время как стереотипные, повторяющиеся умственные операции сопровождаются ее снижением. Переход к состоянию напряжения сопровождается появлением β-активности. Наиболее сильно этот ритм выражен в лобных областях, но при различных видах интенсивной деятельности резко усиливается и распространяется на другие области мозга. Так, выраженность β-ритма возрастает при предъявлении нового неожиданного стимула, в ситуации внимания, при умственном напряжении, эмоциональном возбуждении.

Нарушения бета-ритмов на ЭЭГ. Наличие диффузных бета-волн с амплитудой не выше 50-60 мкВ говорит о сотрясении мозга. Короткие веретёна в бета-ритме указывают на энцефалит. Бета-волны частотой 16 - 18 Гц и высокой амплитудой (30 - 40 мкВ) в передних и центральных отделах мозга - признаки задержки психомоторного развития ребенка.

Гамма-ритм (γ-ритм) – высокочастотная ритмическая активность мозга, включающая колебания от 30 до 170 Гц, по данным некоторых источников до 900 Гц. Локализуется в предцентральной, теменной,

височной зонах коры. Наблюдается при решении задач, требующих максимального сосредоточения.

Дельта-ритм (δ-ритм) – состоит из высокоамплитудных (сотни микровольт) волн частотой 0,5-4 Гц. Возникает как при глубоком естественном сне, так и при наркотическом, а также при коме. Дельта-ритм также наблюдается при регистрации ЭЭГ от участков коры, граничащих с областью травматического очага или опухоли. У здорового взрослого человека практически отсутствует. Низкоамплитудные (20—30 мкВ) колебания этого диапазона могут регистрироваться в ЭЭГ покоя при некоторых формах стресса и длительной умственной работе. Кроме ритмов, на ЭЭГ выделяют отдельные патологические элементы: пики (10-75 мсек, 10-100 мкВ); острые волны (75 мсек, 20-200 мкВ, расширенное основание и острые вершины); спайки (менее 10 мсек). Они также свидетельствуют о раздражении коры. Комплексы “пик - медленная волна” или “острая волна – медленная волна” характерны для эпилептической активности.

Тэта-ритм (θ-ритм) – отличие от других ритмов, более выражен не в коре головного мозга, а в гиппокампе. Частота 5-7 Гц. Связан с поисковым поведением, усиливается при эмоциональном напряжении. Его иногда так и называют стресс-ритм. Сопровождается переживанием как положительных, так и отрицательных эмоций. Наличие высокоамплитудного гиперсинхронизированного тета-ритма является одним из проявлений фазы быстрого сна (связана со сновидениями).

Преобладание тета- и дельта-волн на ЭЭГ с максимальной активностью в области затылка, вспышки билатерально-синхронных волн, количество которых увеличивается при гипервентиляции - свидетельствует о задержке психомоторного развития ребенка. Высокий индекс тета-активности в центральных частях мозга, билатерально-синхронная тета-активность с частотой от 5 до 7 Гц, локализованная в лобных или височных отделах мозга - говорят о психопатии. Тета-ритмы в передних отделах мозга в качестве основных - возбудимый тип психопатии.

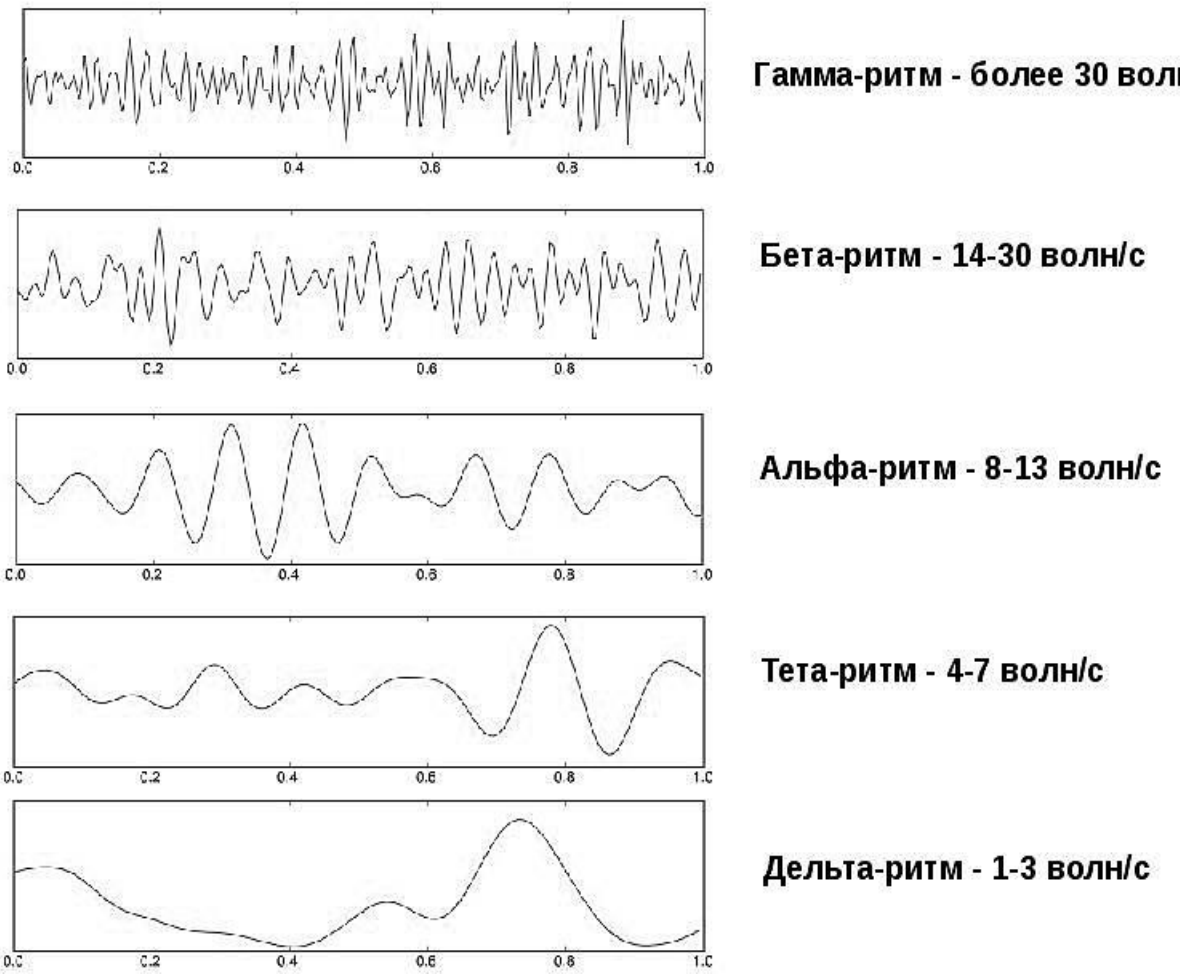


Рисунок 1.2 – Ритмы ЭЭГ

1.3 МРТ головного мозга

Магнитно-резонансная томография головы - это диагностическое обследование, позволяющее изучить состояние головного мозга. МРТ-снимок дает точную картину всех структур мозга, околоносовых пазух, лор-органов, глазниц, сосудов и др, является неинвазивным методом диагностического обследования, в ходе которого исключено какое-либо воздействие на кожные покровы и слизистую оболочку (проведение биопсии, хирургическое вмешательство, уколы), что делает саму процедуру безболезненной для пациента.

МРТ позволяет выявить опухоли и кисты, изменение размеров отделов мозга, характерные для некоторых психических заболеваний, а также оценить состояние сосудов мозга. При разных психических расстройствах есть свои особенности картины МРТ, например, при шизофрении отмечается расширение левого желудочка мозга и сокращение размеров височной доли, при биполярном аффективном расстройстве и затяжной депрессии — расширение правого желудочка мозга. Свои изменения присутствуют при болезни Альцгеймера и сосудистой деменции.

В основу метода МРТ-диагностики положен эффект резонансного поглощения атомами электромагнитных волн. Пациент помещается в магнитное поле, создаваемое аппаратом, что заставляет молекулы организма «развернуться» по направлению магнитного поля. После этого проводится сканирование радиоволной. МРТ дает изображение патологического процесса в органах, тканях и костях в трех разных плоскостях. Полученные данные фиксируются и обрабатываются с помощью компьютера.

При проведении МРТ головного мозга с контрастным усилением (рисунок 1.3) пациенту непосредственно перед исследованием в вену вводится препарат, который проходит по сосудам и накапливается в тканях. Чем лучше кровоснабжается ткань, тем лучшей визуализации можно добиться. Например, недоброкачественные опухоли обычно имеют богатую сеть сосудов, поэтому МРТ мозга с контрастом прекрасно их выявляет. Магнитно-резонансная томография головного мозга проводится в течение 15-20 минут.

На сегодняшний день МРТ считается самым информативным методом диагностики головного мозга, а также его структур и оболочек. МРТ не дает лучевой нагрузки на организм, поэтому при необходимости исследование можно повторять неоднократно.

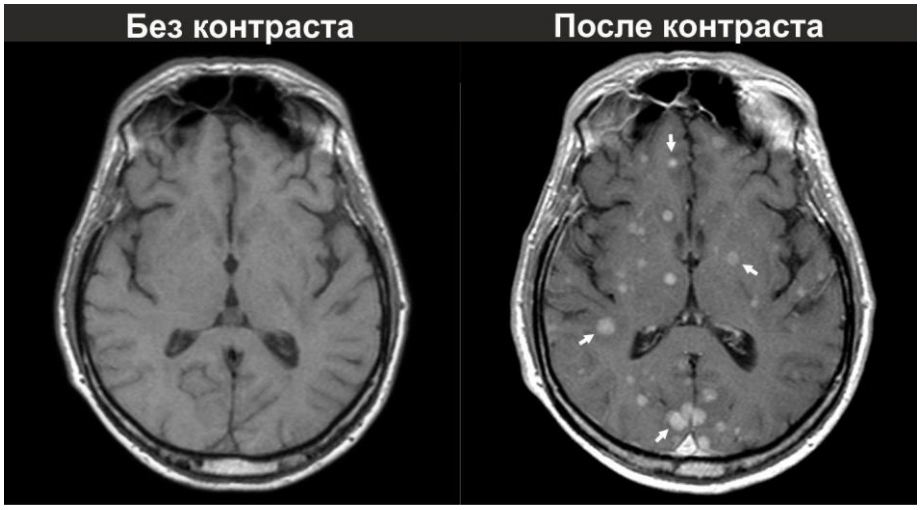


Рисунок 1.3 – МРТ с контрастным усилением

Метод ядерного магнитного резонанса позволяет изучать организм человека на основе насыщенности тканей организма водородом и особенностей их магнитных свойств, связанных с нахождением в окружении разных атомов и молекул. Ядро водорода состоит из одного протона, который имеет магнитный момент (спин) и меняет свою пространственную ориентацию в мощном магнитном поле, а также при воздействии дополнительных полей, называемых градиентными, и внешних радиочастотных импульсов, подаваемых на специфической для протона при данном магнитном поле резонансной частоте. На основе параметров протона (спинов) и их векторных направлений, которые могут находиться только в двух противоположных фазах, а также их привязанности к магнитному моменту протона можно установить, в каких именно тканях находится тот или иной атом водорода. (Иногда могут также использоваться МР-контрасты на базе гадолиния или оксидов железа, которые изменяют отклик протонов.)

Если поместить протон во внешнее магнитное поле, то его магнитный момент будет либо сонаправлен, либо противоположно направлен магнитному полю, причём во втором случае его энергия будет выше. При воздействии на исследуемую область электромагнитным излучением

определённой частоты часть протонов поменяют свой магнитный момент на противоположный, а потом вернутся в исходное положение. При этом системой сбора данных томографа регистрируется выделение энергии во время релаксации предварительно возбужденных протонов.

1.4 Физическая основа МРТ

С целью извлечения МР сигнала и дальнейшего получения изображения применяют постоянное гомогенное магнитное поле и радиочастотный сигнал, который меняет магнитное поле.

Компонентами любого МР-томографа являются:

— магнит, который создает внешнее постоянное магнитное поле с вектором магнитной индукции B_0; в системе СИ единицей измерения магнитной индукции является 1 Тл (Тесла) (для сравнения - магнитное поле Земли составляет примерно 5 х 10-5 Тл). Одним из основных требований, предъявляемых к магнитному полю, является его однородность в центре тоннеля;

— градиентные катушки, которые создают слабое магнитное поле в трех направлениях в центре магнита, и позволяют выбрать область исследования;

— радиочастотные катушки, которые используются для создания электромагнитного возбуждения протонов в теле пациента (передающие катушки) и для регистрации ответа сгенерированного возбуждения (приемные катушки). Иногда приемная и передающая катушки совмещены в одну при исследовании различных частей тела, например головы.

Известно, что организм человека на 4/5 состоит из воды, около 90% вещества составляет водород – ^{1}H. Атом водорода простейшая структура, в

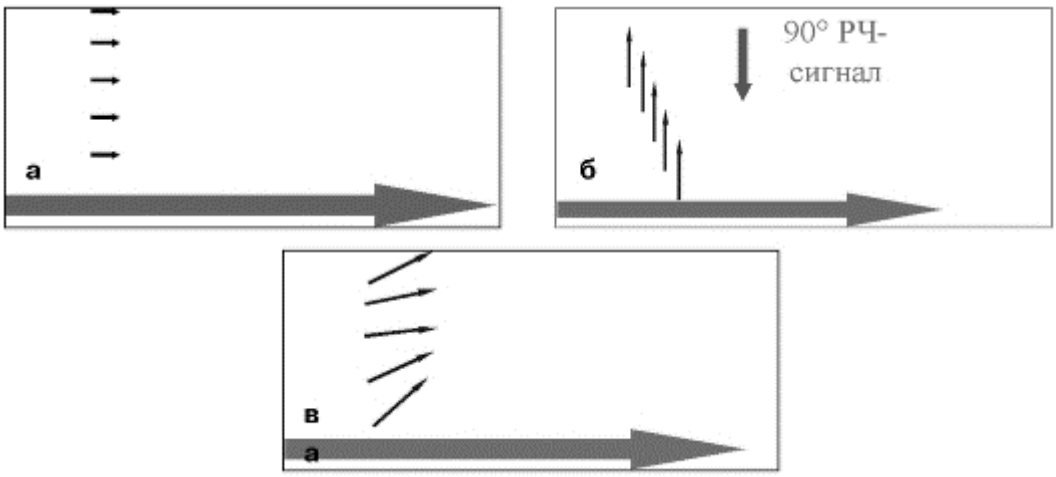
центре которого есть положительно заряженная частица – протон, а на периферии – электрон. Электрон находится в постоянном движении вокруг протона, однако, одновременно с этим вращается и сам протон. Таким образом, протон вращается вокруг собственной оси, и одновременно его ось вращения описывает окружность, тем самым мы получаем конус.

Прецессия протона очень высока – частота вращения примерно 40 МГц, т. е. за 1 секунду он делает – около 40 млн оборотов. Частота вращения прямо пропорциональна напряженности магнитного поля и называется частотой Лармора. Движение заряженной частицы формирует магнитное поле, вектор которого совпадает с направлением конуса вращения. Таким образом, каждый протон можно представить в виде маленького магнита (спина), который имеет свое собственное магнитное поле и полюсы.

Протоны обладают самым высоким магнитным моментом и имеют большую концентрацию в организме. Вне сильного магнитного поля эти спины ориентированы хаотично. Попадая под действие сильного магнитного поля, которое составляет основу магнитно-резонансной томографической установки, они выстраиваются вдоль основного магнитного вектора B_0. Возникающая при этом продольная намагниченность спинов будет максимальной.

После этого подается мощный радиочастотный импульс определенной (резонансной) частоты, близкой к частоте Лармора. Он заставляет все протоны перестраиваться перпендикулярно (90°) основному магнитному вектору B_0 и совершать синхронное вращение, вызывая собственно ядерный резонанс. Продольная намагниченность становится равной нулю, но возникает поперечная намагниченность, так как все спины направлены перпендикулярно основному магнитному вектору B_0.

Под влиянием основного магнитного вектора B_0 спины постепенно возвращаются к исходному состоянию. Это процесс называется релаксацией. Поперечная намагниченность уменьшается, а продольная увеличивается.



а - объект помещается в сильное магнитное поле. Все векторы направлены вдоль вектора B0; б - подается радиочастотный резонансный 90° сигнал. Спины направлены перпендикулярно вектору B0; в - после этого происходит возврат к первоначальному состоянию (возрастает продольная намагниченность) - T_1 релаксация;

Рисунок 1.4 – Этапы МР-исследования

Скорость этих процессов зависит от наличия химических связей; наличия или отсутствия кристаллической решетки; возможности свободной отдачи энергии с переходом электрона с более высокого на более низкий энергетический уровень (для воды это макромолекулы в окружении); неоднородности магнитного поля.

В МРТ радиочастотные импульсы могут подаваться в различных комбинациях. Эти комбинации называются импульсными последовательностями. Они позволяют добиваться различной контрастности мягкотканых структур и применять специальные методики исследования.

Характер получаемого сигнала зависит от множества параметров: числа протонов на единицу плотности (протонная плотность); времени T_1 (спин-решетчатой релаксации); времени T_2 (спин-спиновой релаксации); диффузии в исследуемых тканях; наличия тока жидкости (например,

кровотока); химического состава; применяемой импульсной последовательности; температуры объекта; силы химической связи.

При этом основной вклад в создание изображения вносит анализ времени релаксации, а не протонной плотности. Так, серое и белое вещество головного мозга отличаются по концентрации воды всего на 10%, в то время как продолжительность релаксации в них протонов разнится в 11/2 раза.

МР-томограммы можно получить различными способами, например, изменяя порядок и характер генерации радиочастотных импульсов, а также используя различные методы анализа таких томограмм. В настоящее время широко распространены два способа получения МР-томограмм: спин-решетчатый и спин-спиновой. При спин-решетчатом способе анализируют главным образом время релаксации T_1. В силу того, что различные ткани (серое и белое вещество головного мозга, спинномозговая жидкость, опухолевая ткань, хрящ, мышцы и т. д.) имеют в своем составе протоны с разным временем релаксации T_1, МР-сигнал на телемониторе с разных участков ткани имеет различную окраску. Таким образом, жировая ткань на МР-томограммах — белая, головной и спинной мозг, а также плотные внутренние органы, сосудистые стенки и мышцы имеют более темный оттенок. Воздух, кости и кальцификаты практически не дают МР-сигнала и поэтому отображаются черным цветом. В свою очередь мозговая ткань также имеет неоднородное время, оно отличается у белого и серого вещества. Также времена релаксации T_1 опухолевой и нормальной тканей отличаются друг от друга. Указанные взаимоотношения времени релаксации T_1 создают предпосылки для визуализации нормальных и измененных тканей на МР-томограммах.

При спин-спиновом способе получения МР-томографии, на пациента направляют серию радиочастотных сигналов, поворачивающих прецессирующие протоны на 90°. Далее регистрируются ответные МР-сигналы. Интенсивность ответного сигнала связана с временем релаксации T_2: чем короче продолжительность T_2, тем слабее сигнал и, следовательно,

ниже яркость свечения экрана телемонитора. Таким образом, итоговая картина МРТ по способу T_2 противоположна МРТ по способу T_1 (как негатив позитиву).

При МРТ, как при рентгенологическом исследовании, можно применять искусственное контрастирование тканей. С этой целью используют химические вещества, содержащие ядра с нечетным числом протонов и нейтронов, например соединения фтора, или же парамагнетики, которые изменяют время релаксации воды и тем самым усиливают контрастность изображения на МР-томограммах.

1.5 Релаксационные процессы T_1 и T_2 релаксации

T_1 и T_2 релаксации - это сложные процессы, зависящие в основном от магнитного взаимодействия между молекулами, которые постоянно движутся и имеют собственное магнитное поле.

В состоянии равновесия, вектор суммарной намагниченности параллелен направлению примененного магнитного поля Bo и называется равновесной намагниченностью M_0. В этом состоянии, Z-составляющая намагниченности M_z равна M_0. Еще M_z называется продольной намагниченностью. В данном случае, поперечной (M_x или M_y) намагниченности нет.

Суммарную намагниченность можно изменить, подвергнув ядерный спин воздействию энергией частоты равной разности энергии между спиновыми состояниями. Если в систему поступило достаточно энергии, можно насытить спиновую систему и сделать $M_z = 0$.

Временная константа, описывающая, как Mz возвращается к равновесному значению, называется временем спин-решеточной релаксации (T_1).

Это явление описывается уравнением, являющимся функцией от времени t, которое после преобразования имеет вид:

$$M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1}) \quad (1.1)$$

поэтому T_1 определяется как время, необходимое для того, чтобы изменить Z-составляющую намагниченности коэффициентом e.

Если суммарная намагниченность стала направлена вдоль отрицательного направления оси Z, она постепенно вернется в состояние своего равновесия вдоль положительного направления оси Z, со скоростью, определяемой T_1. Это явление описывается уравнением, являющимся функцией от времени t, которое после преобразования имеет вид:

$$M_z = M_0(1 - 2e^{-t/T_1}) \quad (1.2)$$

Время спин-решеточной релаксации (T_1) - это время необходимое для уменьшения разности между продольной намагниченностью (M_z) и ее равновесным значением с коэффициентом e.

В дополнение к вращению вектор суммарной намагниченности начинает сдвигаться по фазе (расфазировываться) из-за того, что каждый спиновый пакет испытывает магнитное поле, немного отличающееся от магнитного поля, испытываемого другими пакетами, и вращается со своей собственной частотой Лармора. Чем больше проходит времени, тем больше фазовая разница. В данном случае, вектор суммарной намагниченности изначально направлен вдоль положительного направления оси Y.

Временная константа, описывающая поведение поперечной намагниченности,M_{xy}, называется спин-спиновым временем релаксации,T_2.

$$M_{xy} = M_{xy0}\, e^{-t/T_2} \quad (1.3)$$

T_2 всегда меньше чем T_1. Суммарная намагниченность в плоскости XY стремится к нулю, и затем продольная намагниченность возрастает до тех пор, пока M_0 не будет вдоль Z.

Любая поперечная намагниченность ведет себя таким же образом.

Поперечный компонент вращается вокруг направления намагниченности и расфазировывается. Скорость возвращения продольной намагниченности определяется T_1.

Время спин-спиновой релаксации, T_2, это время необходимое для уменьшения поперечной намагниченности с коэффициентом е. До этого, T_2- и T_1-процессы для простоты рассматривались отдельно. Например, перед возрастанием вдоль оси Z, вектора намагниченности полностью заполняли плоскость XY . В действительности же, оба процесса имеют место одновременно, лишь с тем ограничением, что T_2 меньше или равно T_1.

2. Численное моделирование

В настоящей голове рассматривается задача восстановления электрического поля внутри головного мозга в зависимости от времени. По данным МРТ восстановлены трехмерные модели головы и созданы распределения проводимости и диэлектрической проницаемости тканей внутри головы. Граничные условия, то есть значения электрических потенциалов, а также напряженность электрического поля в каждой точке головы, для решения поставленной задачи получены из данных ЭЭГ.

2.1 Математическая основа моделирования

Численное моделирование задачи восстановления электрического поля внутри головного мозга в зависимости от времени осуществляется на основе уравнений Максвелла.

Жирным шрифтом указаны векторные величины.

В качестве базовой математической модели, аналогично [22], в работе используется стандартное уравнение непрерывности:

$$\boldsymbol{\nabla j}+\partial\rho/\partial t=0 \qquad (2.1)$$

Здесь $\boldsymbol{\nabla j}$– дивергенция плотности тока, $\boldsymbol{j}$ – плотность тока, $\partial\rho/\partial t$ – производная от плотности заряда по времени.

Согласно закону Ома

$$\boldsymbol{j}=\sigma\boldsymbol{E}. \qquad (2.2)$$

Здесь σ – удельная проводимость, $\boldsymbol{E}$ – вектор напряженности электрического поля.

Таким образом, для решения уравнения (2.1) необходимо иметь начальное приближение, знать граничные условия (в работе получены из данных ЭЭГ) и удельную проводимость головы в каждой точке (в работе получены из данных МРТ).

Запишем уравнение Максвелла на магнитное поле

$$\boldsymbol{\nabla}\times\boldsymbol{H}=\boldsymbol{\nabla}\times(\boldsymbol{B}+\boldsymbol{M})=\boldsymbol{j}+\partial\boldsymbol{D}/\partial t, \quad (2.3)$$

где $\boldsymbol{\nabla}\times\boldsymbol{H}$– ротор вектора напряженности магнитного поля, $\boldsymbol{H}$ – вектор напряженности магнитного поля, $\boldsymbol{B}$ – вектор магнитной индукции, $\boldsymbol{M}$ – вектор намагниченности, $\boldsymbol{D}$ – электрическая индукция, предположив, что $\partial\boldsymbol{D}/\partial t$=0 при снятии МРТ.

Электрические свойства тканей головы человека слабо меняются со временем (так как максимальная значимая частота в биоэлектромагнитных явлениях обычно ниже 1 кГц), поэтому в уравнениях Максвелла зависимостью от времени можно пренебречь. Отметим, что при поиске зависимости распределения напряженности электрического поля внутри головы человека от времени в уравнении (2.1) с граничными условиями, полученными из ЭЭГ данное приближение не справедливо.

Подставив (2.2) в уравнение (2.3) получим, что ротор вектора напряженности магнитного поля равен произведению удельной проводимости на вектор напряженности электрического поля

$$\boldsymbol{\nabla}\times\boldsymbol{H}=\sigma\boldsymbol{E}. \quad (2.4)$$

Из уравнения (2.4) можно найти удельную проводимость, если известно распределение напряженности электрического поля внутри головы и усредненное значение напряженности электрического поля. Таким образом, проводимость электрического поля можно восстановить по данным МРТ.

Мы знаем, что при проведении процедуры МРТ, создается сильное внешнее магнитное поле, следовательно, с помощью радиосигнала можно зафиксировать изменение намагниченности внутри головы. Однако возникающие токи смещения слабо меняются со временем, по сравнению с сигналом ЭЭГ. В этом случае используя МРТ, токами смещения можно пренебречь. Используя уравнение Максвелла на магнитное поле (2.3) вычислим значение вектора плотности тока, для этого выразим вектор

напряженности магнитного поля через индукцию магнитного поля и намагниченность вещества

$$\boldsymbol{H} = \frac{\boldsymbol{B}}{\mu_0} - \boldsymbol{M} \tag{2.5}$$

где $\boldsymbol{H}$ – вектор напряженности магнитного поля, $\boldsymbol{B}$ – вектор магнитной индукции, $\boldsymbol{M}$ – намагниченность вещества, μ_0 – магнитная постоянная.

Магнитное поле, создаваемое томографом, постоянно. Запишем ротор вектора напряженности магнитного поля следующим образом

$$\boldsymbol{\nabla} \times \boldsymbol{H} = \boldsymbol{\nabla} \times (-\boldsymbol{M}) = \begin{vmatrix} \boldsymbol{e_i} & \boldsymbol{e_j} & \boldsymbol{e_k} \\ \dfrac{\partial}{\partial x} & \dfrac{\partial}{\partial y} & \dfrac{\partial}{\partial z} \\ -M_x & -M_y & -M_z \end{vmatrix} =$$

$$= \boldsymbol{e_i}\left(-\frac{\partial M_z}{\partial y} + \frac{\partial M_y}{\partial z}\right) - \boldsymbol{e_j}\left(-\frac{\partial M_z}{\partial x} + \frac{\partial M_x}{\partial z}\right) + \boldsymbol{e_k}\left(-\frac{\partial M_y}{\partial x} + \frac{\partial M_x}{\partial y}\right) \tag{2.6}$$

где $\boldsymbol{e_i}$, $\boldsymbol{e_j}$, $\boldsymbol{e_k}$ – орты декартовой системы координат.

Из (2.2) распишем плотность тока $\boldsymbol{j}$ по компонентам:

$$j_x = 2\tau M_0 \frac{{M_{xy}}^{\tau-1}}{{M_{xy0}}^{\tau}} \frac{1}{M_{xy}} \left(\frac{\partial M_x}{\partial y} + \frac{\partial M_y}{\partial y}\right) + \frac{\partial M_y}{\partial z}$$

$$j_y = 2\tau M_0 \frac{{M_{xy}}^{\tau-1}}{{M_{xy0}}^{\tau}} \frac{1}{M_{xy}} \left(\frac{\partial M_x}{\partial x} + \frac{\partial M_y}{\partial x}\right) + \frac{\partial M_x}{\partial z}$$

$$j_z = \frac{\partial M_x}{\partial y} - \frac{\partial M_y}{\partial x}$$

Согласно закону Ома в линейном изотропном веществе удельная проводимость является коэффициентом пропорциональности между плотностью возникающего тока и величиной электрического поля в среде. Тогда из уравнения (2.2) можем выразим удельную проводимость σ

$$\sigma = \frac{j_x}{E_x} = \frac{j_y}{E_y} = \frac{j_z}{E_z} \tag{2.7}$$

где E_x, E_y и E_z это усредненные по времени напряженности электрического поля.

Для распределения проводимости внутри головы получим систему из уравнений, для этого рассмотрим релаксационные процессы, которые возникают в головном мозге при проведении процедуры МРТ. Запишем уравнения для времени спин-решеточной релаксации T_1(2.8) и времени спин-спиновой релаксации T_2 (2.9)

$$M_z = M_0\left(1 - 2e^{-t/T_1}\right) \tag{2.8}$$

$$M_{xy} = M_{xy0}e^{-t/T_2} \tag{2.9}$$

здесь M_z – поперечная намагниченность, M_{xy} – продольная намагниченность, M_0 – равновесная намагниченность, t – время, T_1 – время спин-решеточной релаксации, T_2 – время спин-спиновой релаксации.

Из уравнений (2.8) и (2.9) получим отношение времен спин-спиновой и спин-решетчатой релаксации

$$\frac{T_2}{T_1} = \frac{\ln\frac{1}{2}\left(1-\frac{M_z}{M_{z0}}\right)}{\ln\frac{M_y}{M_{y0}}} \tag{2.10}$$

Выразим поперечную намагниченность M_z из уравнения (2.1.10)

$$M_z = M_0\left(1 - 2\left(\frac{M_{xy}}{M_{xy0}}\right)^{\tau}\right) \tag{2.11}$$

где $\tau = \frac{T_2}{T_1}$.

При условии, что продольная намагниченность $M_{xy} = \sqrt{{M_x}^2 + {M_y}^2}$,

найдем производные поперечной намагниченности M_z по x и по y координате

$$\frac{\partial M_z}{\partial x} = -2M_0\frac{{M_{xy}}^{\tau-2}}{{M_{xy0}}^{\tau}}\left(M_x\frac{\partial M_x}{\partial x} + M_y\frac{\partial M_y}{\partial x} + {M_{xy}}^2\ln\left(M_{xy}\right)\frac{\partial \tau}{\partial x}\right) \tag{2.12}$$

$$\frac{\partial M_z}{\partial y} = -2M_0\frac{{M_{xy}}^{\tau-2}}{{M_{xy0}}^{\tau}}\left(M_x\frac{\partial M_x}{\partial y} + M_y\frac{\partial M_y}{\partial y} + {M_{xy}}^2\ln\left(M_{xy}\right)\frac{\partial \tau}{\partial y}\right) \tag{2.13}$$

На основе выражений (2.7), (2.12) и (2.13) получим систему уравнений, с помощью которой осуществляется моделирование распределения проводимости в голове.

$$\begin{cases} \frac{1}{E_x}\frac{\partial M_y}{\partial z} - \frac{1}{E_y}\frac{\partial M_x}{\partial z} = 2M_0 \frac{{M_{xy}}^{\tau-2}}{{M_{xy0}}^{\tau}} \left(\frac{1}{E_y}\left(M_x \frac{\partial M_x}{\partial x} + M_y \frac{\partial M_y}{\partial x} + {M_{xy}}^2 \ln\left(M_{xy}\right)\frac{\partial \tau}{\partial x}\right)\right) - \\ \qquad - \frac{1}{E_x}\left(M_x \frac{\partial M_x}{\partial y} + M_y \frac{\partial M_y}{\partial y} + {M_{xy}}^2 \ln\left(M_{xy}\right)\frac{\partial \tau}{\partial y}\right) \\ \frac{1}{E_z}\left(\frac{\partial M_x}{\partial y} - \frac{\partial M_y}{\partial x}\right) - \frac{1}{E_x}\frac{\partial M_y}{\partial z} = 2M_0 \frac{{M_{xy}}^{\tau-2}}{{M_{xy0}}^{\tau}} \frac{1}{E_x}\left(M_x \frac{\partial M_x}{\partial y} + M_y \frac{\partial M_y}{\partial y} + {M_{xy}}^2 \ln\left(M_{xy}\right)\frac{\partial \tau}{\partial y}\right) \end{cases} \quad (2.14)$$

Чтобы система уравнений (2.14) имела решение необходимо, чтобы выполнялось условие совместности

$$\frac{\partial M_z}{\partial x \partial y} = \frac{\partial M_z}{\partial y \partial x} \quad (2.15)$$

Для этого необходимо продифференцировать выражения (2.12) по y и (2.13) по x.

Сделав соответствующие преобразования, получим дифференциальное уравнение:

$$\left((\tau-2) - \frac{{M_{xy}}^{\tau-1}}{{M_{xy0}}^{\tau}}\left(\ln\left(M_{xy0}\right) + \frac{\partial \tau}{\partial y}\right)\right)\frac{\partial M_{xy}}{\partial x} + \left((2-\tau) - \frac{{M_{xy}}^{\tau-1}}{{M_{xy0}}^{\tau}}\left(\ln\left(M_{xy0}\right) - \frac{\partial \tau}{\partial x}\right)\right)\frac{\partial M_{xy}}{\partial y} +$$

$$+(\tau-2)M_x \ln\left(M_{xy}\right)\left(\frac{\partial \tau}{\partial x} - \frac{\partial \tau}{\partial y}\right) - \frac{{M_{xy}}^{\tau}}{{M_{xy0}}^{\tau}}\ln\left(M_{xy}\right)\ln\left(M_{xy0}\right)\left(\frac{\partial \tau}{\partial x} + \frac{\partial \tau}{\partial y}\right) = 0$$

Предварительно была рассмотрена упрощенная модель головы человека, с помощью которой было найдено распределение проводимости тканей. Упрощенная модель построена с помощью программы COMSOL Multiphysics на основе системы уравнений (2.14) со след гран условиями: скалярное произведение векторов нормали и намагниченности вещества равняются нулю (граничные условия)

$$\boldsymbol{nM} = 0$$

где $\boldsymbol{n}$ – вектор нормали, $\boldsymbol{M}$ – намагниченность вещества. Модель строилась на основе дифференциального уравнения в частных производных. Для решения модели использовался метод конечных элементов (МКЭ). Суть метода заключается в том, что область, в которой ищется решение

дифференциальных уравнений, разбивается на конечное количество подобластей (элементов). В каждом из элементов произвольно выбирается вид аппроксимирующей функции. Значения функций на границах элементов (в узлах) являются решением задачи. Коэффициенты аппроксимирующих функций обычно ищутся из условия равенства значения соседних функций на границах между элементами (в узлах). Полученные коэффициенты выражаются через значения функций в узлах элементов. Составляется система линейных алгебраических уравнений, где количество уравнений равно количеству неизвестных значений в узлах, на которых ищется решение исходной системы. Намагниченность перпендикулярна вектору нормали проведенной к поверхности исследуемого объекта.

2.2 Принципы построения модели

Задачу распределения электрического поля внутри головы человека, в силу ее сложности, можно решить только численными методами. Для этого в первую очередь необходимо сконструировать геометрическую модель человека и задать для нее распределения соответствующих параметров: диэлектрическую проницаемость и проводимость.

Модель головы (рисунок 2.1) восстанавливалась с помощью программы 3D Slicer из данных МРТ, полученного от испытуемого. Для каждого испытуемого были получены соответствующие параметры проницаемости и проводимости из МРТ головного мозга.



Рисунок. 2.1 Модель головы

С помощью программы MATLAB из МРТ каждого испытуемого были получены текстовые файлы, которые в дальнейшем использовались в качестве данных для интерполяции. В программе COMSOL этот файл представлен в виде изображения (рисунок 2.2), которое содержит 109 элементов, каждый размером 256x256 пикселей.

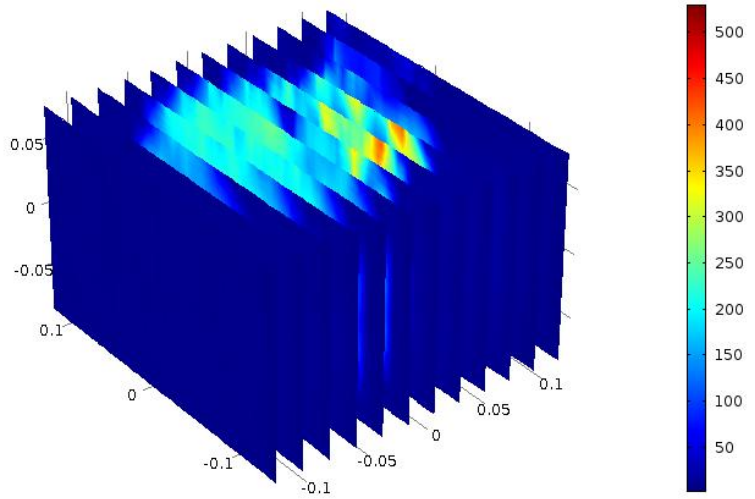


Рисунок. 2.2 Графическое представление данных МРТ в программе COMSOL

Модель уменьшает разрешение объемных данных до 55x50x50 опорных точек, которым соответствует элемент плотности сетки внутри головы. 3D данные МРТ масштабируются и поворачиваются, чтобы соответствовать форме импортированной геометрии головы в COMSOL.

Для получения потенциалов электрического поля необходимо задать граничные условия. Предположим, что электрическое поле вне головы отсутствует, поэтому на поверхности головы компонента напряженности электрического поля перпендикулярная поверхности равна нулю, за исключением поверхности к которой приложены электроды, используемые при снятии ЭЭГ. Изменения потенциала под каждым из пары электродов в равной мере, но в противоположном направлении, будут влиять на положение точки на кривой. В референтном отведении под активным электродом генерируется переменный потенциал мозга. Под референтным электродом, находящимся вдали от мозга, имеется постоянный потенциал, который не влияет на картину записи. Таким образом, разность потенциалов отражает без искажения колебания электрического потенциала, генерируемого мозгом под активным электродом.

В данной главе рассматриваются полученные экспериментальные данные ЭЭГ и МРТ для здорового ребенка 6 лет и ребенка с диагнозом аутизм 8 лет. Показания ЭЭГ собирались при одинаковых условиях: детям был показан небольшой видеофрагмент (мультфильм). Экспериментальные данные ЭЭГ получены с помощью стандартного цифрового 16-канального электроэнцефалографа с программным обеспечением EEG18 V5.0.3 при расположении отведений по международной схеме 10-20. МРТ проводилось сторонней организацией на высокопольном МР томографе мощностью 2 Тесла. Сканирование тела происходило послойно. Данная установка позволяет получать за короткое время поперечные изображения (срезы) на небольшом расстоянии друг от друга (1,5мм).

Численное моделирование уравнения (2.1) проводилось с использованием метода конечных элементов с граничными условиями, полученными на оборудовании ЭЭГ в соответствии со стандартной схемой «10-20» (рисунок 2.3).

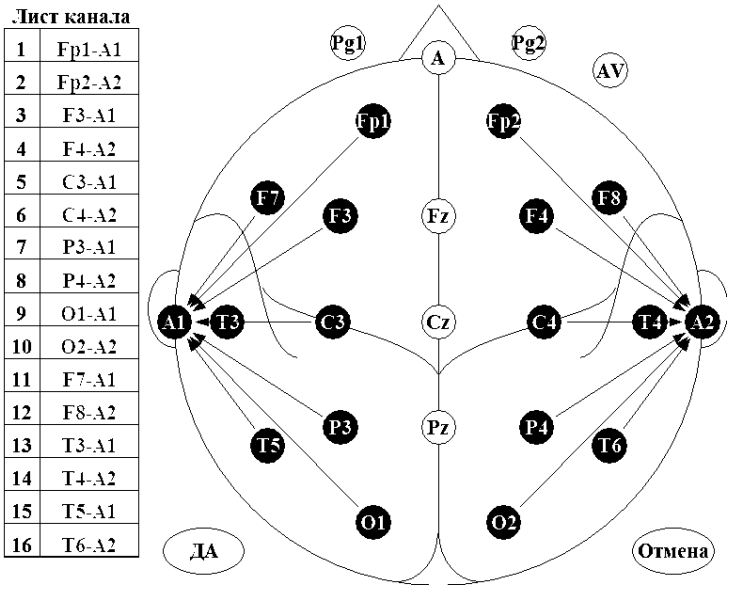


Рисунок 2.3. Расположение электродов по системе «10-20» для записи ЭЭГ

В результате получаются пространственно-временные зависимости следующих величин: $\boldsymbol{E}(x, y, z, t)$ – напряженность электрического поля и $\boldsymbol{j}(x, y, z, t)$ – плотность тока, а также зависимости от времени следующих интегральных характеристик: $W(t)$ – энергия электрического поля.

2.3 Распределение электрического поля внутри головы человека

На рисунке 2.4 показано пространственное распределение модуля напряженности электрического поля для здорового ребенка и ребенка с диагнозом аутизм.

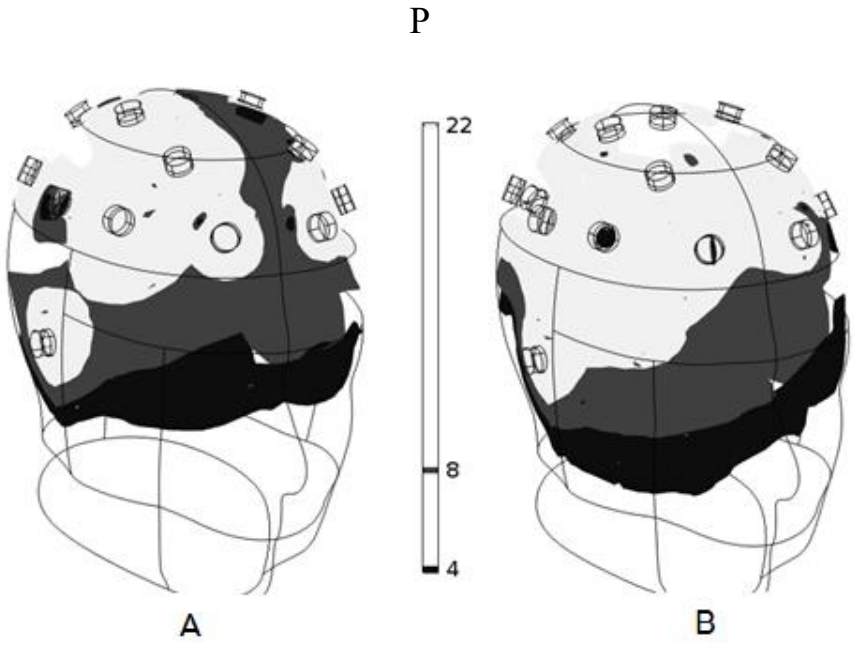


Рисунок 2.4. Пространственное распределение модуля напряженности электрического поля для здорового ребенка (A) и ребенка с аутизмом (B).

На основе полученного распределения электрического поля получены временные зависимости энергии электрического поля внутри головы. На рисунке 2.5 показана зависимость энергии электрического поля от времени для здорового ребенка и ребенка с диагнозом аутизма.

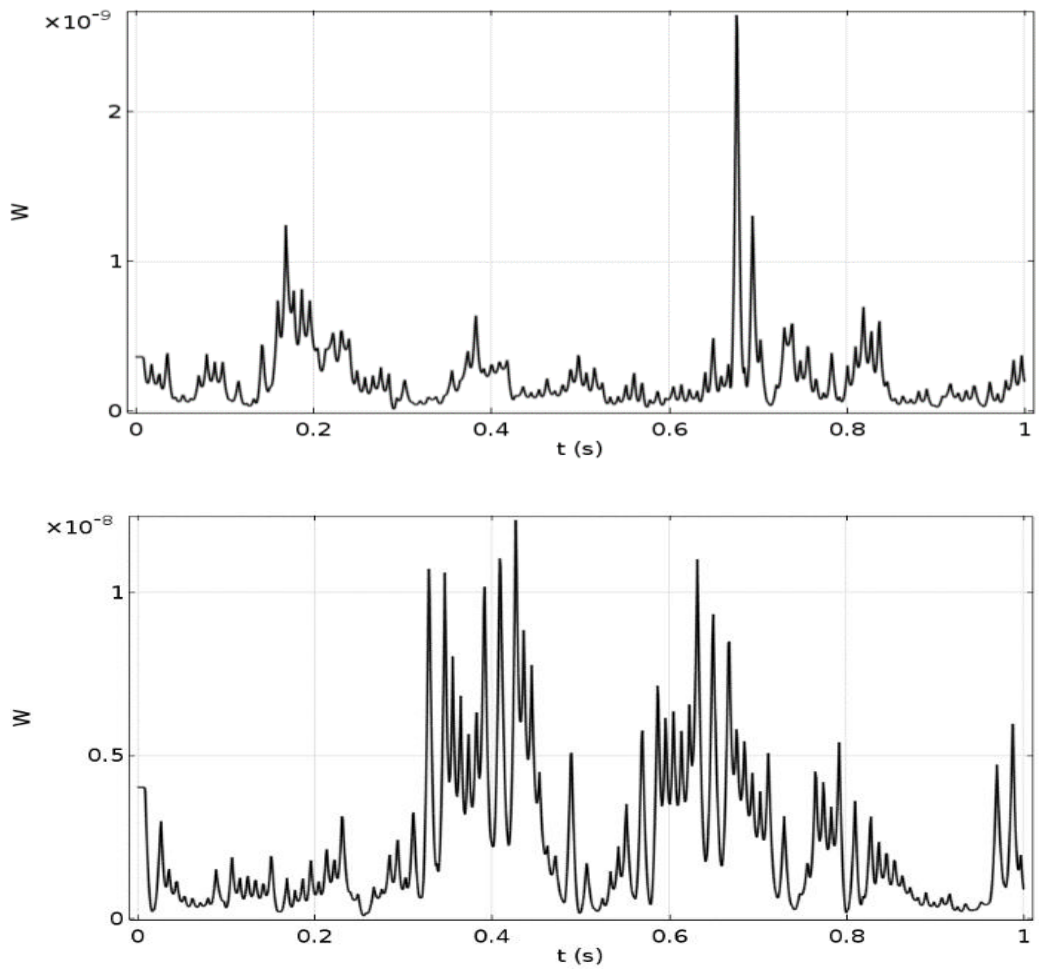


Рисунок 2.5. Зависимость энергии электрического поля от времени для здорового ребенка (левое изображение) и ребенка с диагнозом аутизм (правое изображение).

Рисунок 2.5 показывает, что временные зависимости электрического поля у здорового ребенка и ребенка с аутизмом имеют следующие отличия: у здорового ребенка есть резко выраженные пики (t = 0,68), а в случае ребенка с аутизмом пики не наблюдаются. Данные были зафиксированы на интервале времени до 1 минуты.

При анализе данных ЭЭГ обычно с помощью преобразования Фурье переходят от временного диапазона в частотный. В частотном диапазоне рассматриваются следующие диапазоны частот: дельта (0-4 Гц), тета (4-8 Гц), альфа (8-12 Гц), бета (12-30 Гц) и гамма (30-100 Гц). При изучении

расстройств аутистического спектра наиболее информативными являются тета и альфа-диапазоны [24,25].

На рисунке 2.6 показаны сигналы энергии электрического поля в частотном диапазоне для здорового ребенка и ребенка с аутизмом в диапазонах тета и альфа.

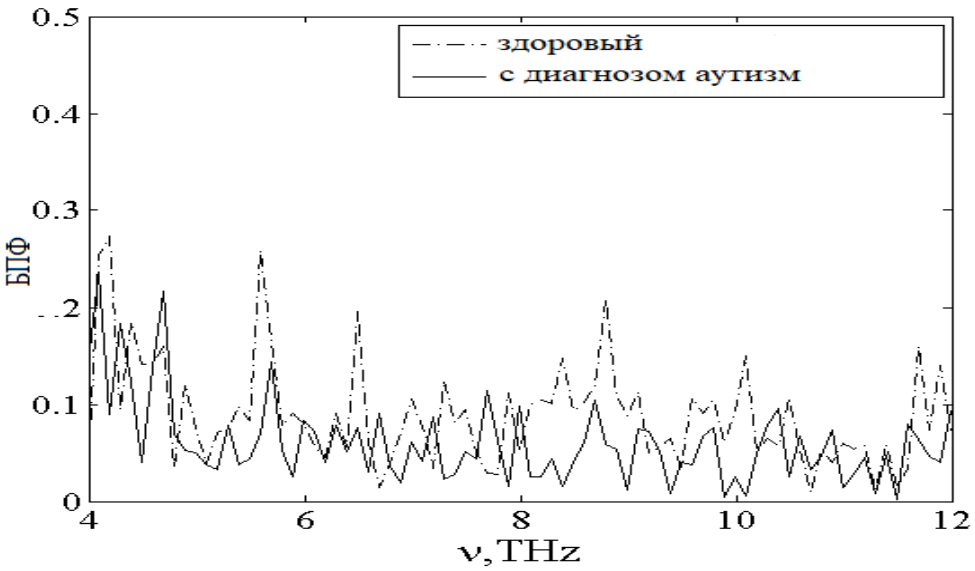


Рисунок 2.6. Спектральная зависимость в тетах и альфа-диапазонах для здорового ребенка и ребенка с аутизмом.

Примечание –Быстрое преобразование Фурье (БПФ)

Рисунок 2.6 показывает, что в случае альфа-диапазона сигнал у ребенка с аутизмом значительно слабее, чем у здорового ребенка, что согласуется с результатами, полученными с использованием стандартных методов анализа ЭЭГ[24,25].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящей работе были получены данные ЭЭГ и МРТ для здорового ребенка и ребенка с диагнозом аутизм. На основе данных МРТ была восстановлена трехмерная геометрическая модель головы человека. Для восстановления напряженности электрического поля внутри головы построена математическая модель на основе уравнений Максвелла. В ходе исследования получено численное решение математической модели, в результате которого найдены пространственно-временные зависимости напряженности электрического поля и вектора плотность тока, а также зависимости от времени интегральной характеристики энергии электрического поля. Показано, что в альфа-диапазоне спектральная зависимость распределения энергии электрического поля для ребенка с диагнозом аутизм значительно слабее, чем у здорового. Результаты, полученные в ходе выполнения работы коррелируют с известными подходами по анализу сигналов ЭЭГ для здоровых детей и детей с диагнозом аутизм.

Подход и его аналоги, представленные в статье [26], характеризуются трудоемкостью реализации и большими вычислительными ресурсами. Однако эти методы являются перспективными для получения новых данных о различных психологических заболеваниях, включая расстройство аутистического спектра

Результаты, полученные в настоящей работе, указывают на обоснованность этого подхода, что подтверждается качественным соглашением результатов с результатами стандартных исследований. Полученные распределения электрического поля открывают широкий спектр возможностей для анализа дополнительной информации о расстройстве спектра аутизма.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ И ЛИТЕРАТУРЫ

1. Martinez-del-Rincon, J., Santofimia, M. J., del Toro, X., Barba, J., Romero, F., Navas, P., & Lopez, J. C. Non-linear classifiers applied to EEG analysis for epilepsy seizure detection. Expert Systems with Applications, 2017, vol.86, 99-112. doi:10.1016/j.eswa.2017.05.052
2. Park, S. M., Lee, J. Y., Kim, Y. J., Lee, J. -., Jung, H. Y., Sohn, B. K., . . . Choi, J. -. Neural connectivity in internet gaming disorder and alcohol use disorder: A resting-state EEG coherence study. Scientific Reports,2017, vol. 7, no. 1. doi:10.1038/s41598-017-01419-7
3. Li, X., Ma, R., Liangjun, P., Lv, W., Xie, Y., Chen, Y., . . . Xiaochu, Z. Delta coherence in resting-state EEG predicts the reduction in cigarette craving after hypnotic aversion suggestions. Scientific Reports, 2017, vol. 7, no. 1. doi:10.1038/s41598-017-01373-4
4. Lawrence, L. M., Ciorciari, J., & Kyrios, M. Cognitive processes associated with compulsive buying behaviours and related EEG coherence. Psychiatry Research - Neuroimaging, 2014, vol. 221, no. 1, 97-103. doi:10.1016/j.pscychresns.2013.10.005
5. Anh, N. T. H., Hoang, T. H., Dung, D. T., Thang, V. T., & Bui, T. T. Q. (2016). An artificial neural network approach for electroencephalographic signal classification towards brain-computer interface implementation. Paper presented at the 2016 IEEE RIVF International Conference on Computing and Communication Technologies: Research, Innovation, and Vision for the Future, RIVF 2016 - Proceedings, 205-210. doi:10.1109/RIVF.2016.7800295
6. Alçin, Ö. F., Siuly, S., Bajaj, V., Guo, Y., Şengu¨r, A., & Zhang, Y. (2016). Multi-category EEG signal classification developing time-frequency texture features based fisher vector encoding method. Neurocomputing, 218, 251-258. doi:10.1016/j.neucom.2016.08.050
7. Olivier, T. E., Du, S., & Van Wyk, B. J. (2016). Independent components for EEG signal classification. Paper presented at the ACM International Conference Proceeding Series, doi:10.1145/3028842.3028875
8. Kim, S. -., Park, E. Y., Park, B., Hyun, J. -., Park, N. Y., Joung, A., . . . Kim, H. J. (2017). Multimodal magnetic resonance imaging in relation to cognitive impairment in neuromyelitis optica spectrum disorder. Scientific Reports, 7(1) doi:10.1038/s41598-017-08889-9
9. Kodama, T., Nakai, R., Goto, K., Shima, K., & Iwata, H. (2017). Preparation of an au-pt alloy free from artifacts in magnetic resonance imaging. Magnetic Resonance Imaging, 44, 38-45. doi:10.1016/j.mri.2017.07.006

10. Modolo, J., A. W. Thomas, and A. Legros. "Human Exposure to Power Frequency Magnetic Fields Up to 7.6 mT: An Integrated EEG/fMRI Study." Bioelectromagnetics 2017 vol. 38, no. 6, 425-435. doi:10.1002/bem.22064.
11. ICNIRP 2010. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz). Health Phys 99:818–836
12. IEEE 2002. C95.6—IEEE Standard for safety levels with respect to human exposure to electromagnetic fields, 0–3 kHz. New York, NY: IEEE.
13. Wu, X., Wu, T., Zhan, Z., Yao, L., & Wen, X. A real-time method to reduce ballistocardiogram artifacts from EEG during fMRI based on optimal basis sets (OBS). Computer Methods and Programs in Biomedicine,2016 vol. 127, 114-125. doi:10.1016/j.cmpb.2016.01.018
14. А.А.Скоромец, А.П.Скоромец, Т .А. Скоромец, Нервные болезни/Москва «МЕДпресс-информ», 2012, 557с.
15. Малинина Е.В., Макушкин Е.В., Клинические рекомендации по диагностике и лечению органического психического расстройства в детском возрасте/Москва–Челябинск, 2015.
16. . E. A. Luschekina, O. Yu. Khaerdinova, V. S. Luschekin, and V. B. Strelets, Interhemispheric Differences in the Spectral Power and Coherence of EEG Rhythms in Children with Autism Spectrum Disorders//ISSN 0362-1197, Human Physiology, 2017, Vol. 43, No. 3, pp. 265–273.
17. Lindsay M. Oberman, Edward M. Hubbard, Joseph P. McCleery, Eric L. Altschuler, Vilayanur S. Ramachandran, Jaime A. Pineda, EEG evidence for mirror neuron dysfunction in autism spectrum disorders//Cognitive Brain Research 24 (2005) 190–198.
18. . Oana Gurau, William J. Bosl and Charles R. Newton, How Useful Is Electroencephalography in the Diagnosis of Autism Spectrum Disorders and the Delineation of Subtypes: A Systematic Review//Front. Psychiatry, 2017.
19. Hendrik Mandelkow, Combining EEG and MRI for the purpose of imaging neuronal currents in humans, Diss. ETH no. 18228, Zürich 2009, 79p.
20. Sonia I Gonçalves, Jan C De Munck, P.J.W. Pouwels, Fernando Lopes da Silva, Correlating the alpha rhythm to BOLD using simultaneous EEG/fMRI, NeuroImage 30(1):203-13·April 2006, DOI: 10.1016/j.neuroimage.2005.09.062.
21. Sonia I Gonçalves, Fetsje Bijma, Petra W. J. Pouwels, Jan C De Munck, A Data and Model-Driven Approach to Explore Inter-Subject Variability of Resting-State Brain Activity Using EEG-fMR, IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing 2(6): 944–953, 2009.

22. Ala, G., Fasshauer, G., Francomano, E., Ganci, S., & McCourt, M. The method of fundamental solutions in solving coupled boundary value problems for M/EEG// SIAM Journal on Scientific Computing, 37(4), B570-B590, 2015.
23. Ala, G., Francomano, E., Fasshauer, G. E., Ganci, S., & McCourt, M. J. A meshfree solver for the MEG forward problem// IEEE Transactions on Magnetics, 51(3), 2015.
24. Murias, M., Webb, S. J., Greenson, J., & Dawson, G. Resting state cortical connectivity reflected in EEG coherence in individuals with autism. Biological Psychiatry, 62(3), 270-273. (2007).doi:10.1016/j.biopsych.2006.11.012
25. Simon, D.M., Damiano, C.R., Woynaroski, T.G. et al. Neural Correlates of Sensory Hyporesponsiveness in Toddlers at High Risk for Autism Spectrum Disorder. J Autism Dev Disord Vol. 47, Issue 9, pp 2710–2722. (2017). doi:10.1007/s10803-017-3191-4
26. Zaragoza L.S, Hondorp B. and Rossi M. A. Comparing Isotropic and Anisotropic Brain Conductivity Modeling: Planning Optimal Depth-Electrode Placement in White Matter for Direct Stimulation Therapy in an Epileptic Circuit. Proceedings of the 2013 COMSOL Conference in Boston (2013)

АНТИПЛАГИАТ
ТВОРИТЕ СОБСТВЕННЫМ УМОМ

Отчет о проверке на заимствования №1

Автор: Князькова Анастасия a_knyazkova@bk.ru / ID: 1791256
Проверяющий: Князькова Анастасия (a_knyazkova@bk.ru / ID: 1791256)

Отчет предоставлен сервисом «Антиплагиат» - http://www.antiplagiat.ru

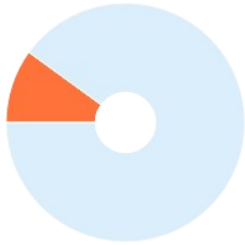
ИНФОРМАЦИЯ О ДОКУМЕНТЕ

№ документа: 15
Начало загрузки: 04.06.2018 08:41:52
Длительность загрузки: 00:00:01
Имя исходного файла: Магистерская диссертация Князькова 526Б
Размер текста: 1092 кБ
Тип документа: Магистерская диссертация
Символов в тексте: 35801
Слов в тексте: 4188
Число предложений: 354

ИНФОРМАЦИЯ ОБ ОТЧЕТЕ

Последний готовый отчет (ред.)
Начало проверки: 04.06.2018 08:41:54
Длительность проверки: 00:00:01
Комментарии: не указано
Модули поиска: Модуль поиска Интернет, Цитирование

ЗАИМСТВОВАНИЯ	ЦИТИРОВАНИЯ	ОРИГИНАЛЬНОСТЬ
9,92%	0%	90,08%



Заимствования — доля всех найденных текстовых пересечений, за исключением тех, которые система отнесла к цитированиям, по отношению к общему объему документа.
Цитирования — доля текстовых пересечений, которые не являются авторскими, но система посчитала их использование корректным, по отношению к общему объему документа. Сюда относятся оформленные по ГОСТу цитаты; общеупотребительные выражения; фрагменты текста, найденные в источниках из коллекций нормативно-правовой документации.
Текстовое пересечение — фрагмент текста проверяемого документа, совпадающий или почти совпадающий с фрагментом текста источника.
Источник — документ, проиндексированный в системе и содержащийся в модуле поиска, по которому проводится проверка.
Оригинальность — доля фрагментов текста проверяемого документа, не обнаруженных ни в одном источнике, по которым шла проверка, по отношению к общему объему документа.
Заимствования, цитирования и оригинальность являются отдельными показателями и в сумме дают 100%, что соответствует всему тексту проверяемого документа.
Обращаем Ваше внимание, что система находит текстовые пересечения проверяемого документа с проиндексированными в системе текстовыми источниками. При этом система является вспомогательным инструментом, определение корректности и правомерности заимствований или цитирований, а также авторства текстовых фрагментов проверяемого документа остается в компетенции проверяющего.

№	Доля в отчете	Доля в тексте	Источник	Ссылка	Актуален на	Модуль поиска	Блоков в тексте
[01]	0,55%	1,81%	Ekz_voprosy	http://studfiles.ru	29 Июл 2016	Модуль поиска Интернет	5
[02]	1,26%	1,78%	Метод конечных элементов	http://ru.wikipedia.org	25 Ноя 2014	Модуль поиска Интернет	5
[03]	1,77%	1,77%	83093790.Компьютерные технологии в медико-биол...	http://docme.ru	08 Мая 2017	Модуль поиска Интернет	4
[04]	1,32%	1,32%	Характеристика и методика проведения электроэнце..	http://revolution.allbest.ru	25 Авг 2017	Модуль поиска Интернет	6
[05]	1,01%	1,01%	On Inverse Problems for Characteristic Sources in Helm...	https://hindawi.com	07 Сен 2017	Модуль поиска Интернет	4
[06]	0,66%	0,66%	Диссертация	http://infran.ru	29 Ноя 2017	Модуль поиска Интернет	2
[07]	0,63%	0,63%	Ядерный Университет «мифи»	http://zrenielib.ru	23 Мар 2016	Модуль поиска Интернет	1
[08]	0,54%	0,54%	Гигиеническая оценка магнитного поля промышлен..	http://earthpapers.net	05 Июл 2016	Модуль поиска Интернет	2
[09]	0,53%	0,53%	Электрическая проводимость	http://dic.academic.ru	раньше 2011	Модуль поиска Интернет	1
[10]	0,48%	0,48%	PDF, 0.6 Мб	http://psyjournals.ru	30 Ноя 2014	Модуль поиска Интернет	1
[11]	0,47%	0,47%	Электроэнцефалография	http://ru.wikipedia.org	25 Ноя 2014	Модуль поиска Интернет	3
[12]	0,4%	0,4%	Особенности биоэлектрической активности головно..	http://dslib.net	02 Июл 2016	Модуль поиска Интернет	4
[13]	0,29%	0,29%	Диагностика и коррекция зрительного опознания и ...	http://nauka-pedagogika.com	26 Мар 2015	Модуль поиска Интернет	1