

Министерство образования и науки Российской Федерации
НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ (НИ ТГУ)

Физический факультет

Кафедра общей и экспериментальной физики (ОиЭФ)

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ В ГЭК

Руководитель ООП

д-р физ.-мат. наук, профессор
Чайковская О.Н.



подпись

« 16 » 06 2016 г.

Зав. каф. ОиЭФ

д-р физ.-мат. наук, профессор

Демкин В.П.

подпись

« 16 » июня 2016 г.

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА
ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПОЛЯ ВНУТРИ
ГОЛОВНОГО МОЗГА ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ ДАННЫХ ЭЭГ С
ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ДАННЫХ МРТ ДЛЯ УЧЕТА ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ
СВОЙСТВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ.

по основной образовательной программе подготовки бакалавров
направление подготовки

03.03.02 - Физика

Князькова Анастасия Игоревна

Руководитель ВКР:

доцент, канд. физ.-мат. наук

А. В. Борисов

подпись

« 16 » июня 2016 г.

Автор работы

студент группы № 5265

А. И. Князькова

подпись

Томск 2016

Содержание

Введение	3
Глава 1. Принципы проведения электроэнцефалографического исследования головного мозга человека..	
1.1 Общая информация	7
1.2 Принципы проведения электроэнцефалограммы	8
1.3 Размещение электродов	10
1.4 ЭЭГ – томография	12
1.5 МРТ головного мозга.	15
1.6 Аппарат для магнитно-резонансной томографии.	16
1.7 Уравнения Максвелла	17
Глава 2. Принципы моделирования в COMSOL Multiphysics	
2.1 Общая информация	22
2.2 Модуль AC/DC	23
2.3 Построение модели.	24
2.4 Параметры и переменные. Встроенные константы и функции.	26
2.5 Построение сетки	28
2.6 Свойства материалов и библиотеки материалов	29
2.7 Форматы файлов COMSOL	30
Глава 3. Численное моделирование электрических полей внутри головного мозга человека.	
3.1 Принцип построения модели.	32
3.2 Распределение потенциала электрического поля внутри модели	
головы человека с постоянной проводимостью.	36
Выводы	43
Список использованной литературы	44

Введение.

В данной работе рассматривается численное моделирование электрических свойств головного мозга для получения различных характеристик, описывающих протекающие в нем процессы. Головной мозг – это самый сложный орган человеческого организма, и для анализа состояния его работы требуются наиболее совершенные методы исследования.

Своевременная диагностика способна выявлять как сами заболевания, так и причины их возникновения, благодаря чему становится возможным эффективное лечение.

Изучение заболеваний, протекающих без клинических проявлений, для которых характерна патологическая активность в головном мозге, существенно нарушающая его работу (например, эпилептические энцефалопатии) являются актуальной проблемой современной медицины. В таких случаях именно электроэнцефалограмма (далее ЭЭГ) является ведущим методом исследования.

ЭЭГ некогда была ведущим методом диагностики опухолей головного мозга, инсульта и других очаговых поражений мозга, но с появлением других структурных методов визуализации с высокой разрешающей пространственной способностью (<1 mm), таких как магнитно-резонансная томография (далее МРТ), ЭЭГ утратила свое значение. Несмотря на ограниченную пространственную разрешающую способность, ЭЭГ продолжает оставаться значимым методом исследования и диагностики, особенно когда требуется миллисекундное разрешение по времени (чего невозможно достигнуть в МРТ).

ЭЭГ широко используются в неврологии, когнитивной науке, когнитивной психологии и психофизиологических исследованиях. Многие методы ЭЭГ, используемые в исследованиях, недостаточно стандартизированы для клинического использования. Однако существуют и другие методы изучения функции мозга, такие как МРТ.

ЭЭГ при психических расстройствах позволяет выявить патологические изменения в головном мозге, определить их характер и оценить степень выраженности. Психические расстройства характеризуются нарушениями интеллектуальной, эмоциональной и психической деятельности.

ЭЭГ является важнейшим методом диагностики при эпилепсии. Ежегодно регистрируется от 20 до 120 000 новых случаев эпилепсии в год (в среднем – 70 - 100 000). Только в странах СНГ этой болезнью страдает около 2,5 млн. человек. Эпилепсия нередко сочетается с другими заболеваниями, такими как: детский церебральный паралич, хромосомные синдромы, наследственные болезни обмена веществ.

Детский церебральный паралич (далее ДЦП) и эпилепсия являются одними из самых инвалидизирующих заболеваний в неврологии детского возраста. Несмотря на частую встречаемость (эпилепсия – 2-3%, ДЦП – 1-2% детского населения), они по-прежнему остаются труднокурабельными в практическом здравоохранении. Сочетание этих двух заболеваний утяжеляет их течение и прогноз, что делает эту проблему актуальной в детской неврологии.

ДЦП – это патология, связанная с нарушением последовательности прохождения фаз онтогенетического развития. Стартовым моментом нарушения филогенетически обусловленной последовательности онтогенетического развития и общим знаменателем действия различных факторов риска развития ДЦП, является неспособность проявления в ранний постнатальный период антигравитационной локомоторной активности [1].

Риск развития судорожных приступов и эпилепсии особенно высок у детей с ДЦП [2]. Склонность к эпилепсии имеют 15-90% детей с данной патологией [3].

Решающее значение для диагностики и прогноза тяжести течения, как ДЦП, так и эпилепсии при ДЦП, приобретают методы нейровизуализации такие как МРТ [4].

ЭЭГ исследованиям при ДЦП посвящена статья испанских авторов [5], которые изучали случайную выборку пациентов с ДЦП. Был сделан вывод о том, что у более 50% детей с ДЦП развивается эпилепсия, и она всегда сопровождается патологическими изменениями ЭЭГ.

С помощью ЭЭГ исследования производится подтверждение наличие эпилептических приступов у пациентов. Данное исследование дает возможность идентифицировать возможные эпилептогенные фокусы. Электроэнцефалограмма дает оценку корковым функциям и подтверждает эпилептогенность предполагаемых патологических субстратов в том случае, если у пациента наблюдается рефракторная эпилепсия. С помощью данного метода исследования можно охарактеризовать электро-клинические приступы и определить их согласованность с такими клиническими исследованиями, как обследование нейропсихолога, МРТ и т.д.

Благодаря масштабному исследованию сотрудников Бостонской детской больницы не исключено, что в ближайшем будущем станет возможной диагностика аутизма по результатам электроэнцефалографии, причем уже в двухлетнем возрасте.

Исследователи [6] сравнили графики ЭЭГ 430 детей с классической (типичной) формой аутизма и 554 детей из контрольной группы, у которых не было диагностировано этой патологии. Возраст детей колебался от двух до двенадцати лет. После обработки полученных данных было установлено, что у пациентов, страдающих аутизмом, частично нарушены связи между различными участками мозга, что и отражается на их ЭЭГ. Оценивая уровень этих взаимодействий, исследователи основывались на степени согласованности (когерентности) волн электрической активности данных областей мозга. В результате компьютерного анализа графиков ЭЭГ авторам удалось выделить 33 характерных только для аутистов участков волновых комбинаций, стойко отличающих их энцефалограммы от ЭЭГ детей из контрольной группы, причем это касается всех возрастных категорий (от 2 до 4 лет, от 4 до 6 лет и от 6 до 12 лет).

Шизофрения – распространенное психическое заболевание, популяционный риск развития которого в течение жизни составляет около 1% [7]. Современное этиопатогенетическое представление о шизофрении – это как о прогрессирующей болезни головного мозга с аномалиями объема вследствие нарушения развития нервной системы [8].

Нейровизуализационные исследования свидетельствуют о патогенетически значимых и задействованных в болезненном процессе определенных областях головного мозга, что позволяет для изучения патофизиологических и феноменологических составляющих шизофренического процесса использовать электрофизиологические тесты: стандартную электроэнцефалограмму (ЭЭГ) и компьютерную ЭЭГ [9-10]

Значительное сходство обнаруживается в спектрах ЭЭГ больных шизофренией и их родственников первой степени родства. Эти изменения ЭЭГ можно предположительно рассматривать как ЭЭГ-маркеры психического состояния (state marker) и предрасположенности к шизофрении (trait marker). [11-12]

Цель данной работы заключается в нахождении различных числовых характеристик, которые можно приписать головному мозгу человека. Эти характеристики получены на основе данных ЭЭГ и МРТ посредством численного моделирования физических процессов протекающих в головном мозге.

Глава 1 Принципы проведения электроэнцефалографического исследования головного мозга человека.

1.1 Общая информация

Авторами [13] было рассмотрено что, в основе формирования электрической активности головного мозга лежит способность нейронов реагировать на внешние воздействия, что сопровождается электрическими явлениями.

Нейрон представляет собой основной элемент центральной нервной системы. Типичная клетка состоит из трех частей – дендритного дерева, тела нейрона (сомы) и аксона. Дендритное дерево это разветвленная структура, обладающая рецептивной, воспринимающей способности. Другие нейроны своими аксонами через эту область формируют связи. Аксон – это выходная часть нейрона, он передает информацию другим нейронам через синапсы дендритного дерева. Снаружи все части нейрона покрыты мембраной, которая окружает протоплазму. В условиях покоя протоплазма заряжена отрицательно по отношению к внешней среде, трансмембранный потенциал покоя составляет приблизительно -70 мВ. Как только за счет внешних воздействий трансмембранный потенциал достигает -40 мВ, формируется потенциал действия, при этом возникает короткий импульс, во время которого протоплазма приобретает положительный (около $+20$ мВ) заряд, который затем возвращается к исходному уровню -70 мВ. Продолжительность потенциала действия около 1 мс.

Важно то, что с помощью потенциала действия осуществляется информационный обмен между отдельными нейронами. Потенциал действия по аксону передается к дендритному дереву других нейронов, проникает в тело нейрона, где происходит суммация разрядов от других нейронов и контролируются разряды в аксоне. Поступление внешнего воздействия по аксону к дендритному синапсу приводит к изменению потенциала мембраны нейрона (градуальная реакция), появляется так называемый

постсинаптический потенциал (ПСП). Существуют два вида постсинаптических потенциалов – тормозящие (ТПСП) и возбуждающие (ВПСП). Тормозящие постсинаптические потенциалы увеличивают порог возбуждения нейрона, потенциал протоплазмы становится более отрицательным (гиперполяризация) и требуется более сильное внешнее воздействие для разряда в аксоне. Возбуждающие постсинаптические потенциалы, наоборот, уменьшают степень поляризации мембраны (деполяризация) и уменьшают порог возбудимости.

Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) является результатом нелинейного сложения электрических потенциалов множества нейронов, функционирующих относительно независимо друг от друга. Ритмическая активность, появляющаяся в некоторых состояниях, вызвана синхронизацией работы больших нейронных групп. Синхронизация на нейронном уровне проявляется в виде одновременных, когерентных реакций на внешнюю импульсацию. Таким образом, суммарная электроэнцефалограмма отражает функциональную активность всего головного мозга.

1.2 Принципы проведения электроэнцефалограммы.

Электроэнцефалограмма может быть зарегистрирована 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).

Применение современных методов цифровой обработки сигналов позволяет существенно повысить достоверность электроэнцефалографических 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 нерегулярной 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.

1.3 Размещение электродов

Для получения сопоставимых результатов электроды ЭЭГ накладываются согласно общепринятой международной системе “10 – 20” (рисунок.1.1). Эта схема строится следующим образом: проводят две условные линии - одну от переносицы, nasion до верхнего края затылочного отверстия,inion (сагиттальная линия), вторую между наружными слуховыми проходами через макушку (фронтальная линия). Сначала измеряют длину сагиттальной линии и принимают ее за 100%. Нижние лобные электроды (Fp) размещаются на 10% расстояния выше переносицы, а затылочные (O) – на 10% выше края затылочного отверстия. Остальные электроды (F и P) размещаются между этими электродами на равных расстояниях. Затем измеряется длина фронтальной линии и принимается за 100%. Нижние височные электроды (T3 слева и T4 справа) располагаются на 10% слухового прохода, а C3 слева и C4 справа – на 20% выше слухового прохода. Затем через точки T3, T4 и C3, C4 проводят парасагиттальные линии от кончика носа до края затылочного отверстия и по ним располагают остальные электроды (P3,P4, T5,T6,F3,F4,F7,F8,Fp1,Fp2). Обозначения электродов – F – frontalis, лобный, O – occipitalis, затылочный, P – parietalis, теменной, C – centralis, центральный, A – auricularis, ушной.

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

1.4 ЭЭГ – томография

В основе метода лежит решение обратной задачи электроэнцефалографии – по измеренным значениям потенциала на поверхности головы отыскать координаты и величину эквивалентного источника активности.

Голова, если ее рассматривать как объемный проводник электрического тока, представляет собой неоднородную структуру, причем проводимость различных участков может отличаться в сотни раз. Для получения адекватных результатов локализации эквивалентного источника активности необходимо как можно точнее описать электрические свойства тканей головы, то есть составить модель. Для решения прямой и обратной задач ЭЭГ применяется несколько моделей:

- Модель однородной неограниченной среды.
- Модель однородной изолированной сферы.
- Многослойная (от 3 до 8 слоев) сферическая модель.

Реальная форма головы и распределение проводимости внутри. Наиболее просто обратная задача решается для однородной изолированной сферы, однако, за счет чрезмерного упрощения точность локализации иногда оказывается недопустимо малой. Модель однородной неограниченной среды сейчас практически не применяется, потому что слишком далека от действительности. Чаще всего в современных компьютерных программах используют многослойную модель головы. Все слои имеют форму сферы и параметры каждого слоя приведены в таблице 1.

Таблица 1.

Параметры моделей

Трехслойная модель	Название слоя	Размеры, мм	Проводимость, (Ом-м) ⁻¹
	скальп	5	0,330
	череп	7	0,004
	мозг	78	0,270
Восьмислойная модель	скальп	5	0,330
	верхняя костная пластинка	1,5	0,004
	ячеистый слой кости	4	0,050
	нижняя костная пластинка	1,5	0,004
	твердая мозговая оболочка	2	0,01
	ликвор	2	1,7
	мягкая мозговая оболочка	1	0,15
	мозг	73	0,270

В трехслойной схеме внутренняя часть модели, имитирующая мозг, представлена в виде однородного шара радиусом 78 мм, имеющего удельную проводимость $0.270 \text{ Ом} \cdot \text{м}^{-1}$. Следующий слой – слой костей черепа с удельной проводимостью $0.004 \text{ Ом} \cdot \text{м}^{-1}$, средним радиусом 81.5 мм и толщиной 3.5 мм. Снаружи черепа располагается скальп толщиной 5 мм, средним радиусом 87.5 мм и имеющий удельную проводимость $0.330 \text{ Ом} \cdot \text{м}^{-1}$. Для каждого слоя сферы решается уравнение Пуассона:

$$\text{div}(\text{grad}\varphi) = -\frac{I}{\sigma_i}, \quad (1.4.1)$$

здесь σ_i – удельная проводимость i – го слоя, I – объемная плотность источников тока, φ - потенциал поля.

Кроме того, записываются условия непрерывности плотности тока на границах слоев:

$$\sigma_i(\text{grad}\varphi) = \sigma_j(\text{grad}\varphi), \quad (1.4.2)$$

здесь σ_i , σ_j – проводимости соседних слоев, φ – потенциал поля. На наружной поверхности скальпа записывается граничное условие:

$$\sigma_{\text{скальпа}}(\text{grad}\varphi) = 0. \quad (1.4.3)$$

Это условие означает, что за пределы головы электрический ток, порождаемый мозгом, не выходит. После записи всех уравнений получается система нелинейных уравнений в частных производных, решение которой позволяет получить потенциал на поверхности скальпа, создаваемый источником тока внутри мозга. Аналитическое решение подобной задачи выражается в виде суперпозиции сферических функций. Это решение для трех – и тем более восьмислойной модели весьма громоздко и здесь не приводится.

Поиск эквивалентного источника электрической активности начинается с того, что выбирается временной срез ЭЭГ. Временной срез – это мгновенные значения амплитуды ЭЭГ на всех электродах. Затем в произвольную точку (x,y,z) внутренней сферы (имитирующей головной мозг) помещается диполь с дипольным моментом (Px,Py,Pz) и с использованием модели головы вычисляется потенциал в точках крепления электродов, определяется величина ошибки между измеренными и вычисленными значениями.

1.5 МРТ головного мозга

Магнитно-резонансная томография (МРТ) 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. С помощью МРТ мозга можно выявить опухолевые, воспалительные и другие патологические процессы, а при контрастных исследованиях – определить их границы.

МРТ 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.

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. 1.2) 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.

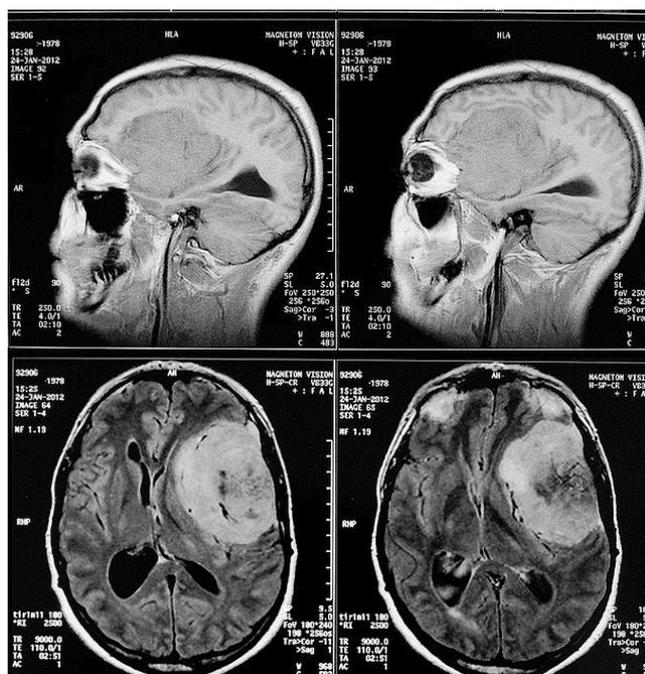


Рисунок. 1.2. МРТ менингиомы с контрастным усилением (Объёмное образование левой лобно-височной области).

1.6 Аппарат для магнитно-резонансной томографии.

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 вернуться в исходное положение. При этом системой сбора данных томографа регистрируется выделение энергии во время релаксации предварительно возбужденных протонов.

1.7 Уравнения Максвелла.

Большинство электрофизиологических исследований основаны на нескольких фундаментальных соотношениях, которые описывают электрическое поле, создаваемое любыми, в том числе и живыми объектами. Эти соотношения используются в классической теории электромагнитного поля и называются уравнениями Максвелла.

Электромагнитное поле полностью описывается векторами напряженности электрического поля E и магнитного поля H . Электромагнитное поле обязательно существует в какой – либо среде. Свойства среды описываются диэлектрической проницаемостью ϵ , магнитной проницаемостью μ и удельной электропроводностью σ (величина, обратная удельной проводимости ρ).

Между напряженностью электрического поля и напряженностью магнитного поля существует связь, которая выражается двумя парами уравнений Максвелла:

$$\begin{aligned} \operatorname{rot} \vec{H} &= \vec{j} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t}, \\ \operatorname{div} \vec{D} &= q \end{aligned} \quad (1.5.1)$$

$$\begin{aligned} \operatorname{rot} \vec{E} &= -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}, \\ \operatorname{div} \vec{B} &= 0 \end{aligned} \quad (1.5.2)$$

$$\begin{aligned}\vec{D} &= \varepsilon(\vec{E} + \vec{E}_e), \\ \vec{B} &= \mu\vec{H}, \\ \vec{j} &= \sigma(\vec{E} + \vec{E}_e)\end{aligned}, \quad (1.5.3)$$

В уравнениях (1.5.1) - (1.5.3) \vec{D} – вектор электрической индукции, \vec{B} – вектор магнитной индукции, \vec{j} – вектор плотности тока, \vec{E}_e – напряженность внешнего электрического поля, \vec{H} – напряженность магнитного поля, q – объемная плотность свободных зарядов, ε – диэлектрическая проницаемость, μ – магнитная проницаемость, σ – удельная электропроводность, t – время.

Уравнения Максвелла предполагают, что характеристики поля (напряженность и, следовательно, индукция) зависят от времени, а характеристики среды постоянны во времени, но зависят от пространственных координат. Кроме того, предполагается, что рассматриваемые объемы достаточно велики по сравнению с элементарными зарядами, но достаточно малы по сравнению с макроскопическим объектом, в котором изучается электромагнитное поле. В связи с этим теория электромагнитного поля Максвелла имеет ряд ограничений.

Теория Максвелла является макроскопической, так как все рассматриваемые в ней величины представляют собой средние значения соответствующих физических величин для физически бесконечно малых объемов пространства и интервалов времени. То есть рассматриваются такие объемы, которые очень велики по сравнению с молекулами, но очень малы по сравнению с макроскопическими объектами.

Предполагается, что частицы и тела взаимодействуют посредством физического поля, которое распространяется со скоростью света.

Время распространения поля не превышает нескольких наносекунд, что чрезвычайно мало по сравнению со скоростью протекания биологических процессов.

Живые ткани обладают ярко выраженными свойствами проводника электрического тока с удельным сопротивлением порядка 1000 Ом*см. При

этом диэлектрическая и магнитная проницаемости близки к соответствующим характеристикам вакуума.

Максимальная частота биоэлектрических источников (сердца, головного мозга, гладкой и поперечно – полосатой мускулатуры) не превышает 1000 Гц.

При этих условиях можно пренебречь конечной скоростью распространения поля, а также индуктивными и емкостными свойствами самого биообъекта и окружающей его среды. Как показано в экспериментальных исследованиях, погрешность вследствие подобного упрощения не превышает 5% в худшем случае. Таким образом, с достаточной для практических целей точностью электрическое поле, создаваемое биообъектами, можно считать стационарным. Тогда уравнения Максвелла для стационарного случая можно записать в виде:

$$\begin{aligned}
 \operatorname{rot} \vec{H} &= \vec{j}, \\
 \vec{D} &= \varepsilon(\vec{E} + \vec{E}_e), \\
 \operatorname{rot} \vec{E} &= 0, \\
 \vec{B} &= \mu \vec{H}, \\
 \operatorname{div} \vec{D} &= q, \\
 \vec{j} &= \sigma(\vec{E} + \vec{E}_e), \\
 \operatorname{div} \vec{B} &= 0.
 \end{aligned}
 \tag{1.5.4}$$

В уравнении (1.5.4) \vec{D} – вектор электрической индукции, \vec{B} – вектор магнитной индукции, \vec{j} – вектор плотности тока, \vec{E}_e – напряженность внешнего электрического поля, \vec{H} – напряженность магнитного поля, q – объемная плотность свободных зарядов, ε – диэлектрическая проницаемость, μ – магнитная проницаемость, σ – удельная электропроводность.

Смысл понятия “стационарность” заключается в том, что во всех точках изучаемого объекта электромагнитное поле изменяется синхронно независимо от значений в предшествующий момент времени. Это предположение позволяет существенно упростить изучение электрических свойств биообъектов.

Запишем плотность сторонних токов в виде

$$\vec{j} = \sigma \vec{E}_e. \quad (1.5.5)$$

Где \vec{j} - вектор плотности тока, \vec{E}_e - напряженность внешнего электрического поля, σ - удельная электропроводность.

Это выражение означает, что плотность тока тем больше, чем выше напряженность поля и проводимость среды. В силу закона сохранения энергии, количество зарядов, втекающих в элементарный объем, в точности равно количеству вытекающих за вычетом собственных зарядов, имеющих в данном объеме. Этот факт можно выразить так:

$$\operatorname{div} \vec{j} = -I. \quad (1.5.6)$$

Здесь I - объемная плотность источников тока или просто плотность источников, \vec{j} - вектор плотности тока. Поскольку напряженность поля - величина векторная, то мы можем измерить ее в двух пространственно отдаленных точках пространства и таким образом получить потенциал поля при условии, что расстояние между точками измерения стремится к нулю:

$$\vec{E} = -\operatorname{grad} \varphi. \quad (1.5.7)$$

Объединив выражения (1.5.5)-(1.5.7), в итоге получим:

$$\begin{aligned} \operatorname{div}(\sigma \vec{E}) &= -I \Rightarrow, \\ \operatorname{div}(\sigma \operatorname{grad} \varphi) &= -I. \end{aligned} \quad (1.5.8)$$

Здесь I - просто плотность источников, \vec{E} - напряженность электрического поля, φ - потенциал поля, σ - удельная электропроводность.

Таким образом, мы получили уравнение в прямоугольной системе координат, которое описывает поведение стационарного электрического поля в неограниченном объемном проводнике с удельной электропроводностью $\sigma(x, y, z)$. В пооординатной записи выражение (1.5.8) выглядит так:

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(\sigma \frac{\partial \varphi}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\sigma \frac{\partial \varphi}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\sigma \frac{\partial \varphi}{\partial z} \right) = -I. \quad (1.5.9)$$

Следовательно, поведение потенциала электрического поля в биологических объектах может быть описано уравнением в частных производных второго порядка с переменным коэффициентом удельной электропроводности, зависящим только от пространственных координат. Для разных тканей величина удельной проводимости (или удельного сопротивления) существенно отличается.

Существенная сложность, которая не позволяет аналитически решать уравнение (1.5.9), – это пространственная неоднородность удельного сопротивления тканей.

Для придания реального физического смысла уравнение (1.5.9) должно быть дополнено так называемыми граничными условиями, поскольку все без исключения биообъекты ограничены в пространстве. Если биообъект находится в воздухе (а при электрофизиологических исследованиях это, как правило, выполняется), то за пределы объекта электрический ток не распространяется, так как воздух – хороший диэлектрик и его удельная проводимость может быть принята равной нулю:

$$\left. \sigma \frac{\partial \varphi}{\partial n} = 0 \right|_{\Gamma} \quad (1.5.10)$$

То есть нормальная составляющая плотности тока ($d\varphi/dn$) обращается в нуль на границе объемного проводника.

Задача (1.5.9) с граничными условиями (1.5.10) решается, как правило, с помощью численных методов.

Приведенные выше уравнения электромагнитного поля применяются для моделирования различных электрофизиологических исследований.

Глава 2 Принципы моделирования в COMSOL Multiphysics

2.1 Общая информация

Одним из эффективных методов описания физических процессов является математическое моделирование на основе дифференциальных уравнений в частных производных. Для этого необходимо решить соответствующие уравнения. Но найти аналитическое решение таких уравнений является проблематичным. Однако можно решить задачу Коши с помощью численных методов, одним из которых является метод конечных элементов (МКЭ). Данный метод реализуется в различных программных продуктах.

В качестве программного обеспечения выберем COMSOL Multiphysics. Программа содержит различные решатели, которые помогут быстро справиться даже с самыми сложными задачами, а простая структура приложения обеспечивает простоту и гибкость использования.

Спектр задач, которые моделируются в программе, чрезвычайно широк. Программа COMSOL позволяет моделировать и изучать физические явления, их взаимосвязи с окружающей средой и обрабатывать результаты экспериментов.

COMSOL Multiphysics (бывший Femlab) – пакет моделирования для решения задачи из области электромагнетизма, теории упругости, динамики жидкостей и газов и химической газодинамики.

Представленный пакет дает возможность решить задачу как в математической постановке в виде системы уравнений, так и в физической, путем выбора физической модели. Безусловно, в любом случае будет решаться система уравнений, и различие состоит лишь в возможности использовать физические системы единиц и физическую терминологию. В так называемом физическом режиме работы можно использовать заранее определенные уравнения для большинства явлений, имеющих место в науке

и технике, таких как перенос тепла и электричества, теория упругости, диффузия, распространение волн и поток жидкости.

Сильной стороной программы является ее возможность одновременно учитывать различные виды физических взаимодействий.

2.2 Модуль AC/DC

Набор специальных модулей в программе охватывает практически все сферы приложений уравнений в частных производных.

Модуль AC/DC предназначен для моделирования задач электромагнитных явлений как переменного, так и постоянного тока. При помощи предварительно подготовленных приложений можно моделировать электромоторы, электромагниты, трансформаторы напряжения и тока, индукторы, конденсаторы, микросенсоры и др. Модуль AC/DC содержит приложения для общего статического и квазистатического электромагнетизма двухмерных (2D) и трехмерных (3D) моделей, включая симметрические геометрии. При расчетах моделей можно осуществить статический, гармонический и переходный анализ или анализ явлений во времени. Также можно провести расчеты для заданной частоты.

Тип модели можно выбрать в так называемом навигаторе моделей («Model Wizard») (рисунок. 2.1), который позволяет облегчить первоначальный этап создания модели.

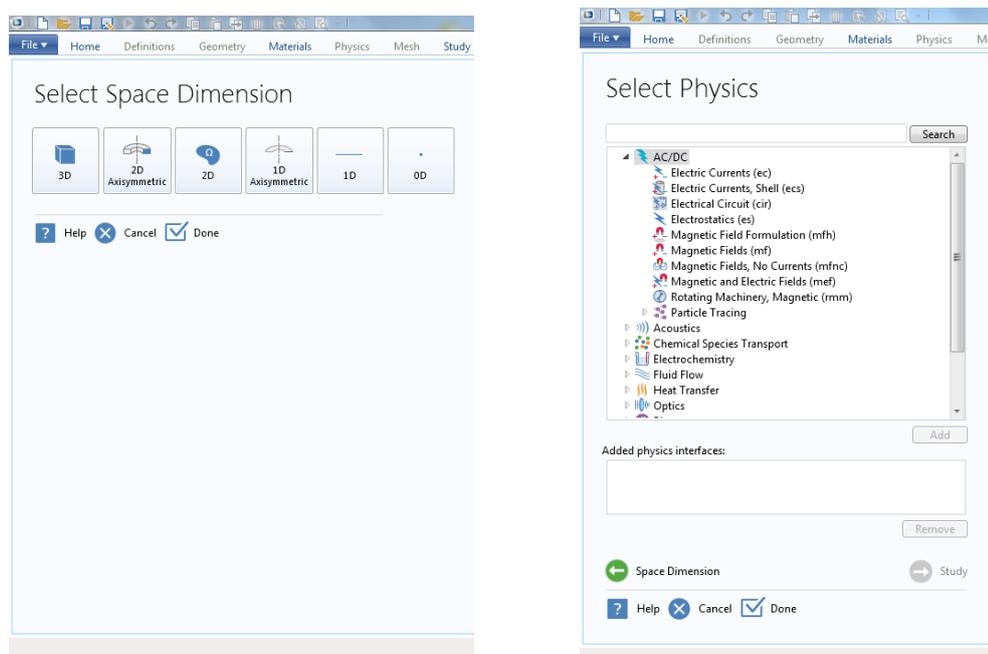


Рисунок. 2.1. Этапы навигатора моделей.

2.3 Построение модели.

Построение модели начинается со стандартного дерева модели, в которое можно добавлять узлы и менять их настройки. Все узлы в дереве модели по умолчанию являются родительскими узлами верхнего уровня. Для добавления и просмотра списка добавленных дочерних узлов, или подузлов, нужно просто щёлкнуть мышкой по соответствующему узлу. При щелчке по дочернему узлу открываются его настройки в окне Settings (Настройки). Важно отметить, что когда открыто окно Help (Справка) (с помощью пункта Help (Справка) в меню File (Файл) или клавиши F1), пользователь может получить динамическую справку (только на английском языке), щелкнув какой-либо узел.

Рассмотрим более подробно следующие узлы: root (корневой), global definitions (глобальные определения) и results (результаты) (рисунок.2.2). У дерева модели всегда есть корневой узел (изначально называется Untitled.mph), а также узлы Global Definitions (Глобальные определения) и

Results (Результаты). Имя корневого узла — это имя файла мультифизической модели, или MPH-файла, в котором хранится эта модель. В настройках корневого узла указаны имя автора, система единиц измерения по умолчанию и другие параметры.

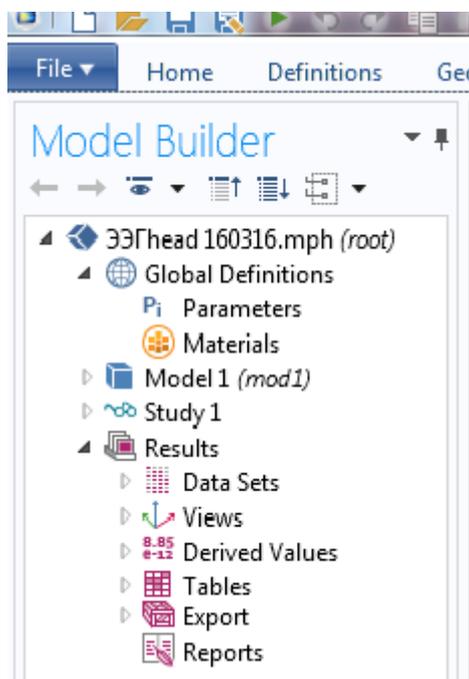


Рисунок. 2.2 Дерево моделей

По умолчанию в узле Global Definitions (Глобальные определения) есть подузел Materials (Материалы). Данный узел служит для задания параметров, переменных, функций и связей, которые могут использоваться в дереве модели. Их можно применять, например, для определения значений и функциональных зависимостей свойств материалов, сил, геометрии и других элементов. Сам по себе узел Global Definitions (Глобальные определения) не имеет настроек, но их много у его дочерних узлов. В узле Global Definitions (Глобальные определения) > Materials (Материалы) хранятся свойства материалов, на которые можно сослаться в узлах Component (Компонент) модели.

Узел Results (Результаты) содержит решение, полученное после моделирования, а также инструменты для обработки данных. Изначально этот узел состоит из пяти подузлов:

- Наборы данных (Data Sets) содержат список доступных пользователю решений.
- Производные значения (Derived Values) можно получить на основе решения, используя инструменты постобработки.
- Таблицы (Tables) удобны для отображения производных значений или результатов работы датчиков, которые в реальном времени отслеживают ход решения при моделировании.
- Функция экспорта (Export) позволяет выбирать числовые данные, изображения и анимацию для экспорта в файлы.
- Автоматически созданные или пользовательские отчеты (Reports) о модели в формате HTML или Microsoft Word.

К этим пяти подузлам можно также добавить подузлы Plot Group (Группа графиков), задающие графики, которые отображаются в Графическом окне или в окнах графиков. Некоторые графики создаются автоматически в зависимости от вида моделирования, но можно добавить дополнительные графики — для этого нужно щелкнуть правой кнопкой мыши на узле Results (Результаты) и выбрать тип графика из списка.

2.4 Параметры и переменные. Встроенные константы и функции.

Параметры - это пользовательские скалярные константы, которые доступны во всех элементах модели, т. е. они являются «глобальными». Типичные варианты применения:

- Параметризация геометрических размерностей.
- Задание размеров элементов сетки.
- Задание параметрического исследования (т. е. моделирования, которое повторяется для большого числа значений какого-либо параметра — например, частоты или нагрузки).

Выражение параметра может содержать числа, параметры, встроенные константы, встроенные функции с параметрами в качестве аргументов, а также унарные и бинарные операторы. Так как эти выражения оцениваются до запуска моделирования, параметры не могут зависеть от переменной времени t , а также от пространственных координат x , y , z и других переменных, относительно которых решаются уравнения в модели. Следует отметить, что имена параметров чувствительны к регистру. Параметры задаются в дереве модели в узле Global Definitions (Глобальные определения).

Переменные задаются либо в узле Global Definitions (Глобальные определения), либо в подузле Definitions (Определения) узла Component (Компонент) (рисунок.2.3).

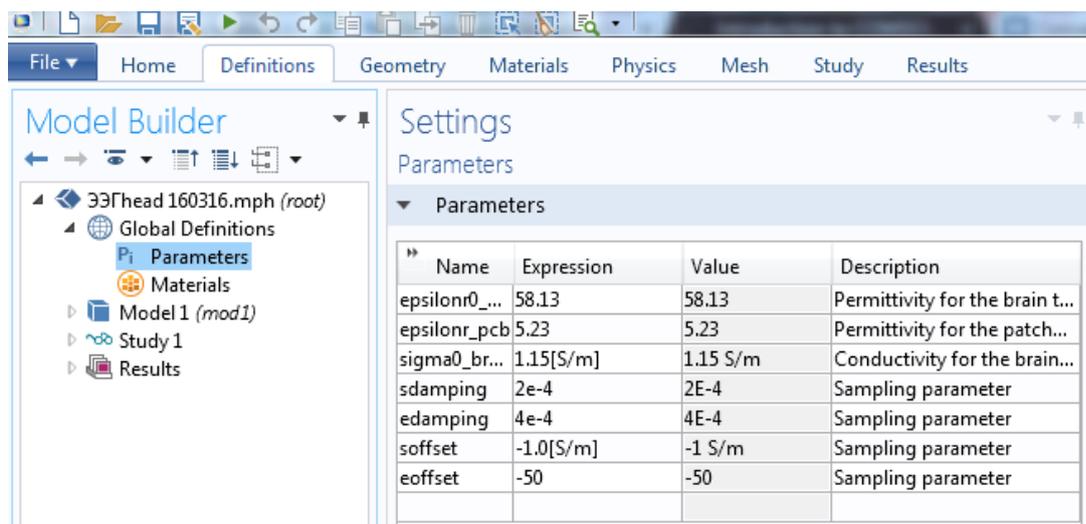


Рисунок.2.3 Параметры

Как правило, выбор места для объявления переменной зависит от того, должна ли переменная быть глобальной (т. е. доступной во всех элементах дерева модели) или локальной (т. е. доступной только в одном узле Component (Компонент)). Как и выражение параметра, выражение переменной может содержать числа, параметры, встроенные константы, а

также унарные и бинарные операторы. Однако в нем уже могут быть такие переменные, как t , x , y или z , функции с выражениями для переменной в качестве аргумента, а также переменные, относительно которых решается уравнение, и их временные и пространственные производные.

В COMSOL Multiphysics встроено множество констант, переменных и функций. Их имена зарезервированы и поэтому недоступны для переопределения. При попытке присвоить пользовательской переменной, параметру или функции зарезервированное имя система выделит введенный текст оранжевым (предупреждение) или красным (ошибка) цветом, а при выборе этой текстовой строки отобразит всплывающую подсказку.

Типичные варианты применения:

- Математические константы, такие как π (3,14...) и мнимая единица i или j .
- Физические константы, такие как g_const (ускорение свободного падения), c_const (скорость света) и R_const (универсальная газовая постоянная).
- Переменная времени t .
- Производные первого и второго порядков от искомым переменных (решения), имена которых происходят от имен пространственных координат и других искомым переменных, заданных пользователем.
- Математические функции, такие как \cos , \sin , \exp , \log , \log_{10} и $\sqrt{}$.

2.5 Построение сетки.

Для простейших моделей, на первом этапе оценочного расчета можно задать сетку по умолчанию `Mesh > Initialize Mesh` или несколько раз нажать `Mesh > Refine mesh` и получив достаточно мелкую сетку приступить к решению.

В одномерном и двумерном стационарном режиме можно делать наиболее мелкую сетку – скорость вычисления на современных компьютерах все равно будет приемлемой. Вообще, рекомендуется строить сетку такой

густоты, чтобы между любыми двумя границами было не меньше десяти конечных элементов.

По умолчанию, COMSOL строит в двумерном режиме треугольную, а в трехмерном тетраэдрическую сетку. Для задания параметров сетки надо выбрать Mesh > Mesh parameters или нажать F 9 .

Element growth rate (Темп роста элемента) отвечает за степень сгущения, принимает значения от единицы до бесконечности, чем ближе значение к единице тем более равномерная сетка. Mesh curvature factor и Mesh curvature cut off чем меньше эти значения, тем более точно задана криволинейность границы: при больших значениях этих параметров вместо кривой будет считаться ломанная линия. Resolution of narrow regions задает минимальное количество элементов по самой короткой границе, для точных вычислений рекомендуется устанавливать значения этого параметра не меньше десяти.

Поле Mesh geometry to level позволяет выбрать отдельно создание сетки для областей, поверхностей и ребер.

Вкладки Subdomain , Boundary , Edge и Point позволяют задать размер элемента для соответствующих элементов модели. Кнопка Remesh перестраивает сетку с новыми параметрами.

2.6 Свойства материалов и библиотеки материалов.

В узле Materials (Материалы) можно создавать собственные материалы и сохранять их в своей библиотеке материалов. Кроме того, можно добавлять новые свойства для уже существующих материалов. В тех случаях, когда заданные свойства являются функциями других переменных, например, температуры, график позволяет проверить функции свойств в нужном диапазоне. Также можно загружать электронные таблицы Excel и задавать функции интерполяции для свойств материалов с помощью LiveLink™ for Excel.

Библиотека содержит данные по 2500 материалам, включая химические элементы, минералы, металлические сплавы, теплоизоляционные, полупроводниковые и пьезоэлектрические материалы.

Для каждого материала представлены функциональные зависимости свойств - до 24 основных свойств, зависящих от определенной переменной (обычно от температуры). Эти определения функций можно проверять и строить для них графики, добавлять и изменять.

2.7 Форматы файлов COMSOL.

Тип файла модели COMSOL с расширением .mph используется по умолчанию и содержит дерево модели целиком. Файл содержит двоичные и текстовые данные. Сетка и данные о решении хранятся в двоичном формате, а вся остальная информация - в виде простого текста.

Тип файла Среды разработки приложений с расширением .mphapp содержит приложение, которое можно запускать в COMSOL Multiphysics, клиенте COMSOL для Windows или в веб-браузере.

Типы двоичных и текстовых файлов COMSOL с расширениями .mphbin и .mphtxt соответственно содержат объекты геометрии или объекты сетки, которые можно импортировать прямо в разделы Geometry (Геометрия) и Mesh (Сетка) дерева модели.

Тип файла Построителя физик с расширением .mphrphb содержит один или несколько интерфейсов физик, которые доступны в Мастере создания моделей.

Поддержка дополнительных типов файлов доступна через двунаправленный интерфейс, который реализован в модулях расширения LiveLink для САПР и File Import (Импорт файлов) для CATIA V5. Типы файлов DXF (2D), VRML (3D) и STL (3D) импортируются средствами COMSOL Multiphysics без каких-либо модулей расширения. Импорт файлов поддерживается всеми версиями COMSOL для операционных систем Linux, Mac OS X и Windows.

Результаты визуализации можно экспортировать в популярные графические форматы. Изображения можно считывать и использовать для интерполяции при физическом моделировании. Анимированные элементы можно экспортировать в форматы Animated GIF, Adobe Flash и AVI.

Глава 3 Численное моделирование электрических полей внутри головного мозга человека.

3.1 Принцип построения модели.

Рассмотрим модель головы человека, которую будем использовать в численных расчетах.

Поставим задачу нахождения интегральных характеристик внутри головы человека на основе электрических свойств тканей мозга, используя данные ЭЭГ и МРТ.

Для решения данной задачи необходимо построить модель головы. Построение осуществляется следующим образом:

Моделирование осуществляется на основе уравнений Максвелла. Чтобы правильно сконструировать модель, мы должны решить уравнение непрерывности для плотности тока.

В электродинамике уравнение непрерывности выводится из уравнений Максвелла (с. 17). Оно утверждает, что дивергенция плотности тока равна изменению плотности заряда со знаком минус. Мы знаем, что из второй пары уравнений Максвелла:

$$\operatorname{rot} \vec{H} = \vec{j} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (3.1)$$

Взяв дивергенцию обеих частей выражения (3.1), получим:

$$\operatorname{div} \cdot \operatorname{rot} \vec{H} = \operatorname{div} \vec{j} + \frac{\partial \operatorname{div} \vec{D}}{\partial t} \quad (3.2)$$

Так как дивергенция ротора равна нулю, мы можем переписать уравнение (3.2) в виде:

$$\operatorname{div} \vec{j} + \frac{\partial \operatorname{div} \vec{D}}{\partial t} = 0 \quad (3.3)$$

По теореме Гаусса, которая выражает связь (а именно равенство с точностью до постоянного коэффициента) между потоком напряжённости электрического поля сквозь замкнутую поверхность и зарядом в объёме, ограниченном этой поверхностью, запишем что:

$$\operatorname{div} \vec{D} = \rho \quad (3.4)$$

Подставляя выражение (3.4) в уравнение (3.3), мы получим искомое уравнение непрерывности:

$$\operatorname{div} \vec{j} + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (3.5)$$

В выражениях (3.1 –3.5): \vec{j} – вектор плотности тока, ρ – объёмная плотность заряда, \vec{D} – вектор электрической индукции, \vec{H} – напряженность магнитного поля, t – время.

Поставленную задачу, в силу ее сложности, можно решить только численными методами. Для этого нужно сконструировать геометрическую модель человека и задать для нее распределения соответствующих параметров: диэлектрическую проницаемость и проводимость.

Геометрия головы человека импортирована из библиотеки COMSOL Multiphysics. В данной модели параметры проницаемости и проводимости получены на основе МРТ головного мозга человека. Данные для интерполяции берутся из текстового файла. Данные изображения содержат 109 элементов, каждый размером 256x256 пикселей. (рисунок. 3.1)

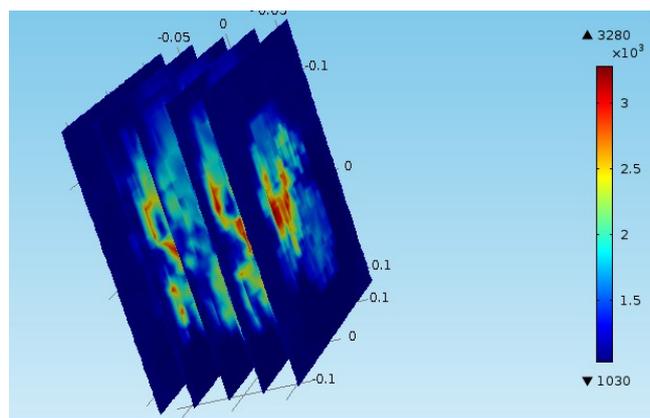


Рисунок. 3.1 Графическое представление данных МРТ (файл fbrain) в программе COMSOL

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 Multiphysics (<https://www.comsol.com/model/absorbed-radiation-sar-in-the-human-brain-2190>).

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. В данной работе рассматриваются ЭЭГ снятые у различных людей по схеме 10-20 (рисунок. 3.2), полученные из открытой онлайн базы данных ЭЭГ «PhysioNet» (<http://www.physionet.org/pn4/eegmidb/>).

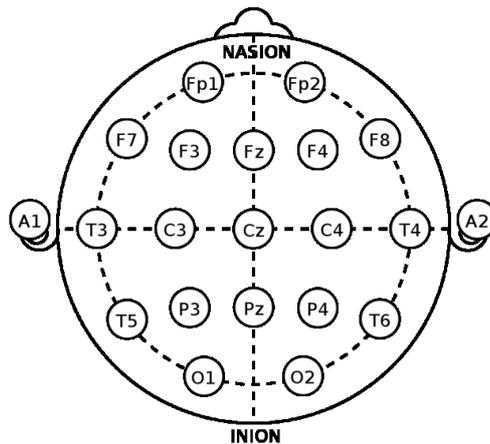


Рисунок. 3.2. Схема наложения электродов в соответствии с международной системой 10-20

В соответствии с данной системой на импортированную модель головы человека наложены электроды (рисунок. 3.3). Параметры для электродов имели следующие значения: электропроводность ($\sigma=330\text{S/m}$) и относительная диэлектрическая проницаемость ($\epsilon=1\text{Ф/м}$).

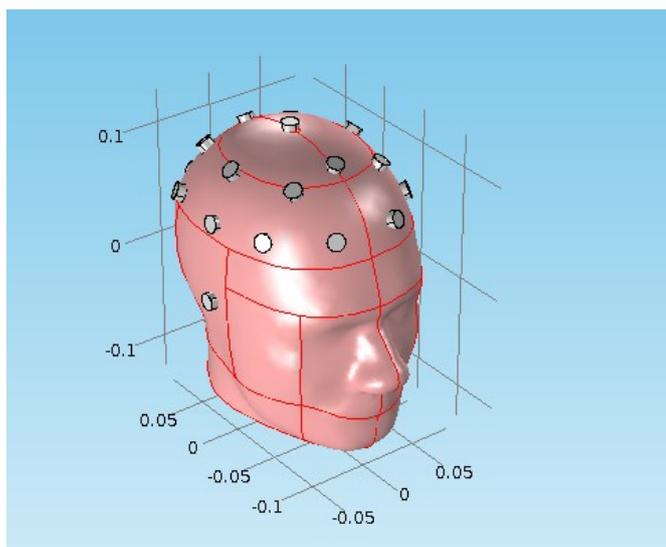


Рисунок. 3.3 Модель головы с размещенными на ней электродами

Регистрирующие электроды располагают так, чтобы на многоканальной записи были представлены все основные отделы мозга, обозначаемые начальными буквами их латинских названий.

Буквенные индексы означают: О - затылочное отведение; Р - теменное отведение; С - центральное отведение; F - лобное отведение; Т - височное отведение. Цифровые индексы уточняют положение электрода внутри соответствующей области.

Электрод, расположенный над мозгом, чаще всего называют активным. Электрод, удалённый от мозговой ткани, носит название референтного.

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.

Разность потенциалов отражает без искажения колебания электрического потенциала, генерируемого мозгом под активным электродом.

3.2 Распределение потенциала электрического поля внутри модели головы человека с постоянной проводимостью.

Проведя численное моделирование, основанное на уравнении (3.3), с помощью программы COMSOL Multiphysics, было получено распределение потенциала электрического поля внутри модели головы с постоянной проводимостью. На рисунке (рисунок.3.4) показан модуль вектора электрической индукции смещения в головном мозге.

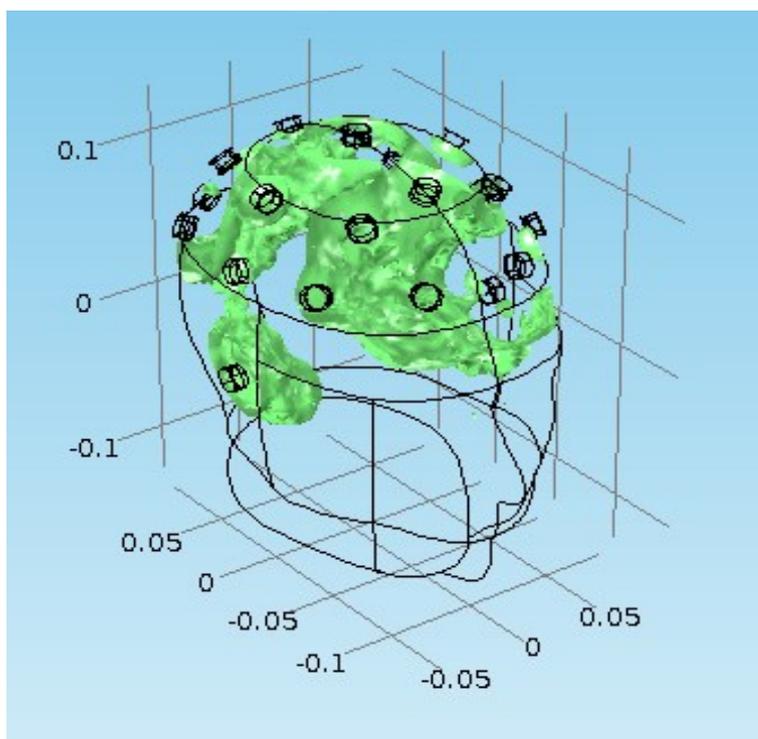


Рисунок. 3.4 Модуль вектора электрической индукции

$$|D| = 0.5 \cdot 10^{-8} \text{ Кл/м}^2 \text{ в головном мозге за время } t=0.5\text{с}$$

При более детальном рассмотрении можно увидеть замкнутые области, которые свидетельствуют о наличии электрического потенциала вызванного самим мозгом (рисунок 3.5).

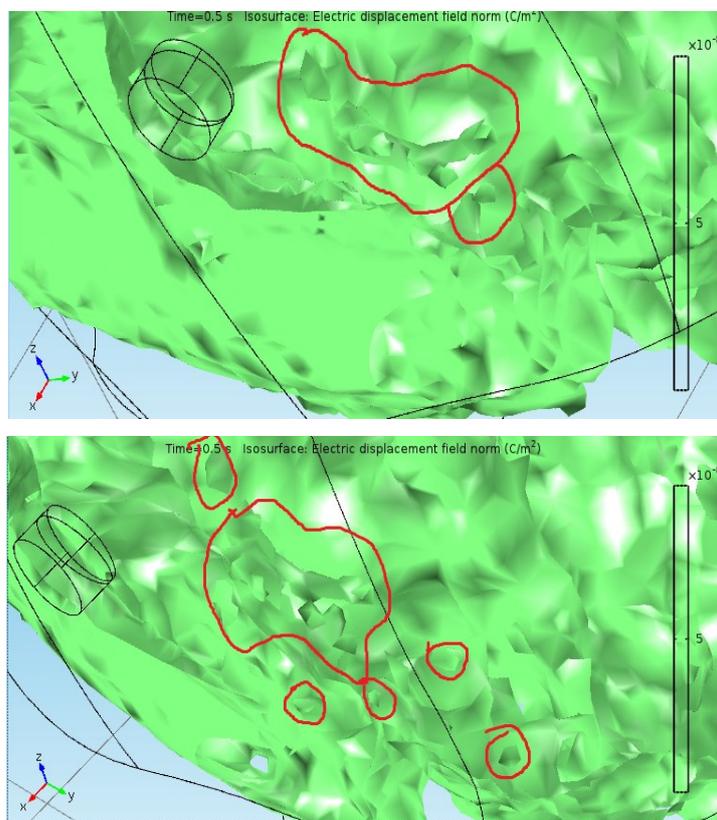


Рисунок. 3.5 Замкнутые области электрического смещения поля $|\mathbf{D}| = 0.5 \cdot 10^{-8}$ Кл/м² в головном мозге за время $t=0.5$ с

Ткань головного мозга во время активности формирует электрические поля. Когда большое количество нейронов проявляют синхронную активность, генерируемые ими электрические поля могут быть достаточно сильными для того, чтобы обнаружить их за пределами черепа, используя ЭЭГ.

На рисунке (рисунок. 3.6) представлен пример графического изображения колебаний биоэлектрических потенциалов мозга.



Рисунок. 3.6 Сигналы ЭЭГ от 21 электрода

На следующем графике (рисунок. 3.7) представлено распределение электрического потенциала для центрального электрода Cz. Заметим, что для одного электрода график имеет порядка десяти линейных участков, следовательно, точность таких вычислений мала.

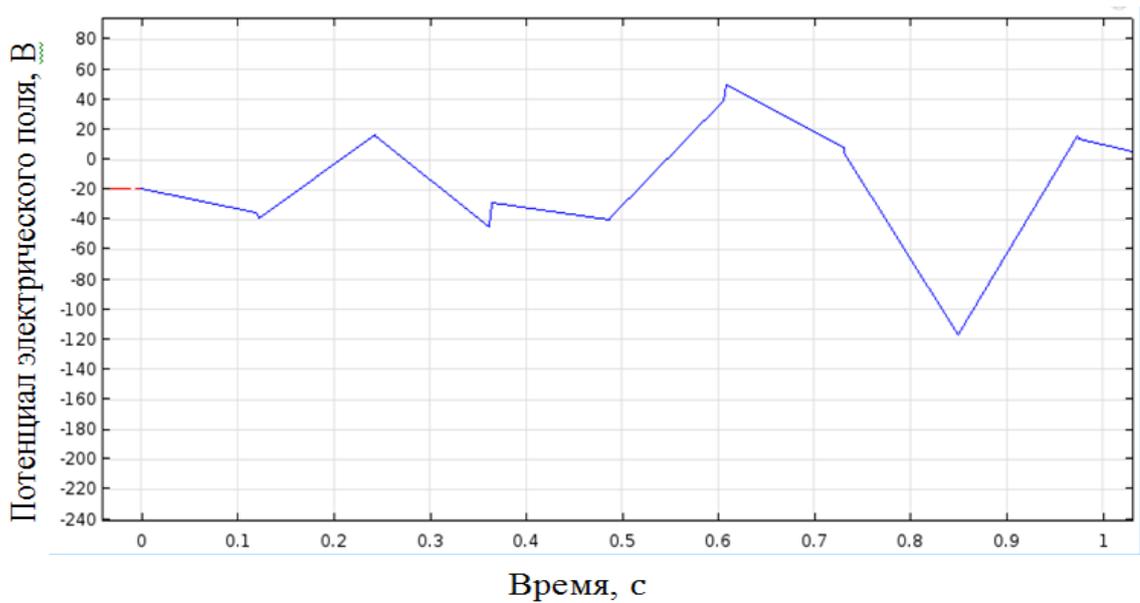


Рисунок. 3.7 График распределения электрического потенциала для центрального электрода Cz от времени (t)

Пусть $E(x, y, z)$ распределение напряженности электрического поля в объеме головы, тогда имеет смысл рассмотреть вероятность конкретного распределения.

Найдем энергию электрического поля, для этого возьмем интеграл по объему со всех электродов, с учетом данных МРТ:

$$U = \int \frac{\varepsilon \varepsilon_0 E^2}{2} dV \quad (3.6)$$

здесь U - энергия электрического поля, ε - диэлектрическая проницаемость, ε_0 - электрическая постоянная, E - напряженность электрического поля, V - объем.

На рисунке (рисунок 3.8) показан график энергии электрического поля. В данной интегральной характеристике заложена информация о том, как образуется потенциал в головном мозге.

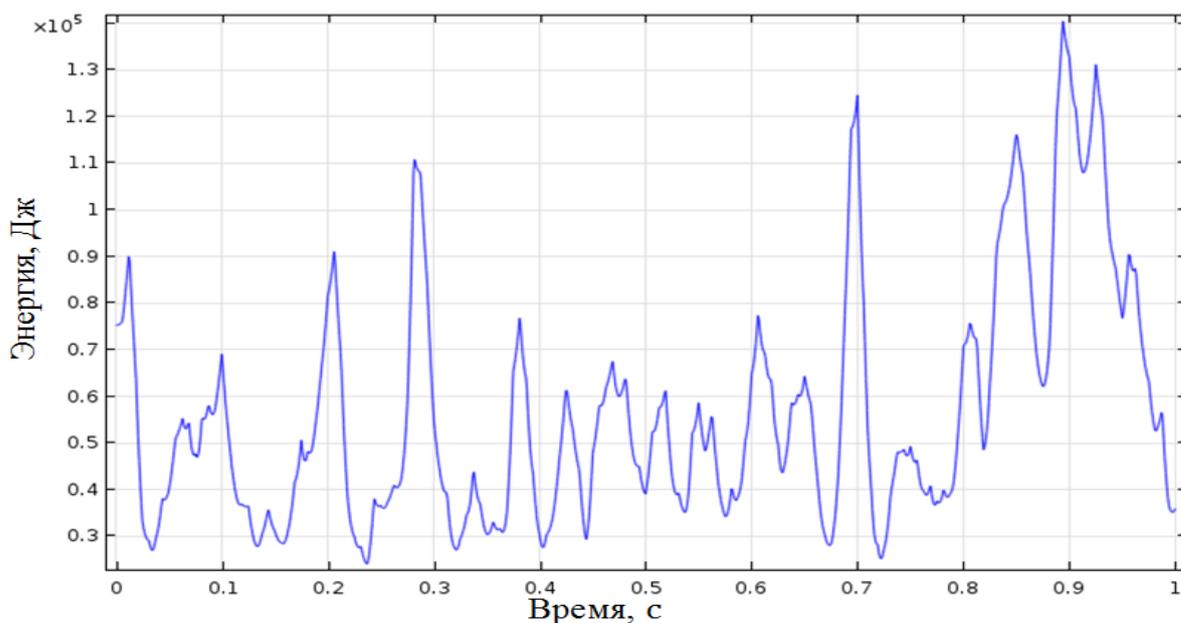


Рисунок. 3.8 Энергия электрического поля

В качестве интегральных характеристик имеет смысл рассмотреть интегральные компоненты вектора напряженности электрического поля, то есть результирующую компоненту для всего объекта. В каждой точки пространства модели вектор напряженности направлен в разные стороны, если просуммировать по времени, то мы увидим, что в разные моменты времени происходит колебание.

Также можно использовать другие характеристики, одну из которых можно записать в виде:

$$A_x = \int E_x dV \quad (3.7)$$

здесь A_x - интегральная характеристика распределения проекции напряженности электрического поля в направлении от правого полушария к левому, E_x - проекция вектора напряженности на ось x, V-объем.

Характеристика (3.7) обусловлена асимметрией внутри головы человека, ее можно использовать в качестве характеристики распределения электрического поля между полушариями. Изменение вектора напряженности x-компоненты идет от правого полушария к левому.

Известно, что левое полушарие мозга отвечает за аналитическое мышление и вербальную обработку информации, а правое полушарие – за воображение. Можем ли мы говорить о том, что человек в данный момент времени думал о решении математической задачи или представлял берег моря? Скорее нет. Данный вопрос требует более детального исследования. На рисунке (рисунок.3.9) представлен график распределения вектора напряженности электрического поля по оси x. График не симметричен, основная его часть отрицательная, имеет пики, направленные отрицательно. О чем свидетельствуют данные пики пока не известно.

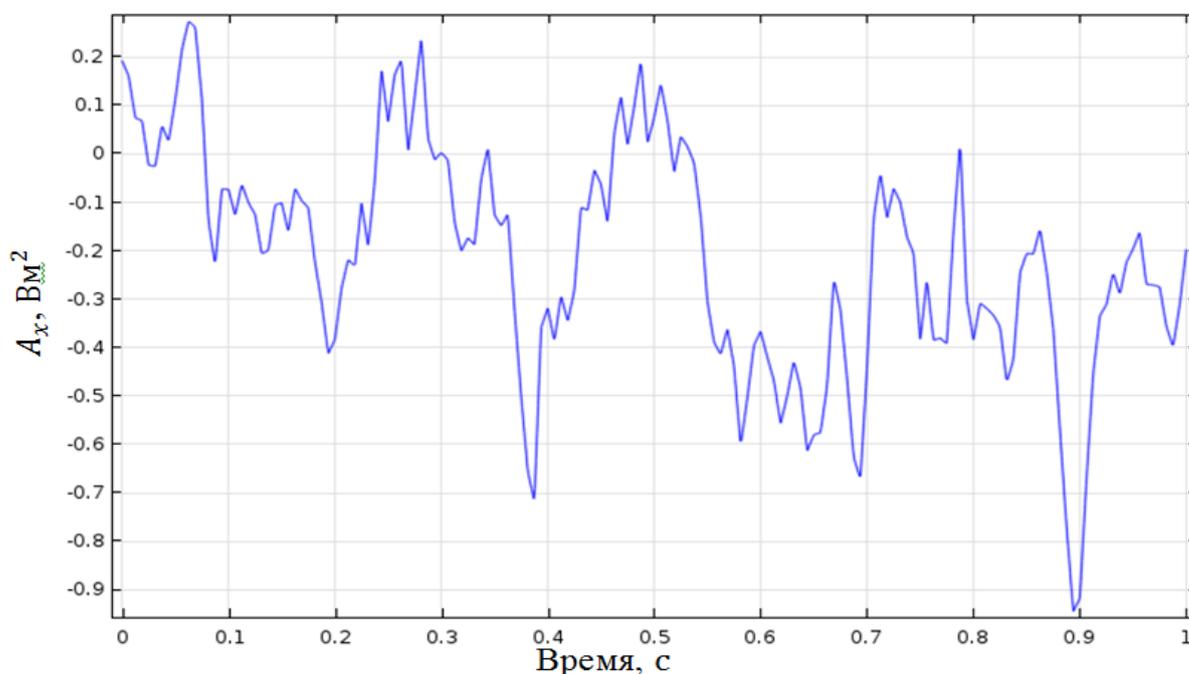


Рисунок. 3.9 График распределения электрического поля (x-компонента)

Аналогичные характеристики получены для y и z компонент.

Изменение вектора напряженности y-компоненты идет от лобной части головы к затылочной. На рисунке (рисунок.3.10) представлен график распределения вектора напряженности электрического поля по оси y. График имеет порядка девяти отчетливых пика.

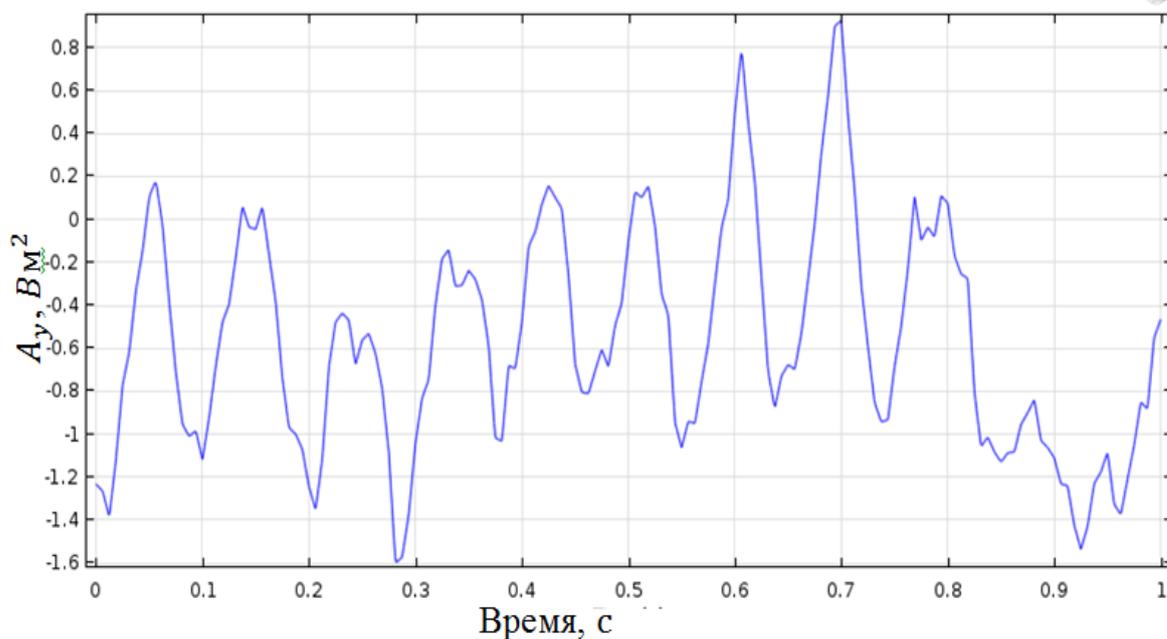


Рисунок. 3.10 График распределения эклектического поля (у-компонента)

Изменение вектора напряженности z -компоненты идет по горизонтали снизу вверх, то есть от нижней части головного мозга к верхней. На рисунке (рисунок.3.11) представлен график распределения вектора напряженности электрического поля по оси z.

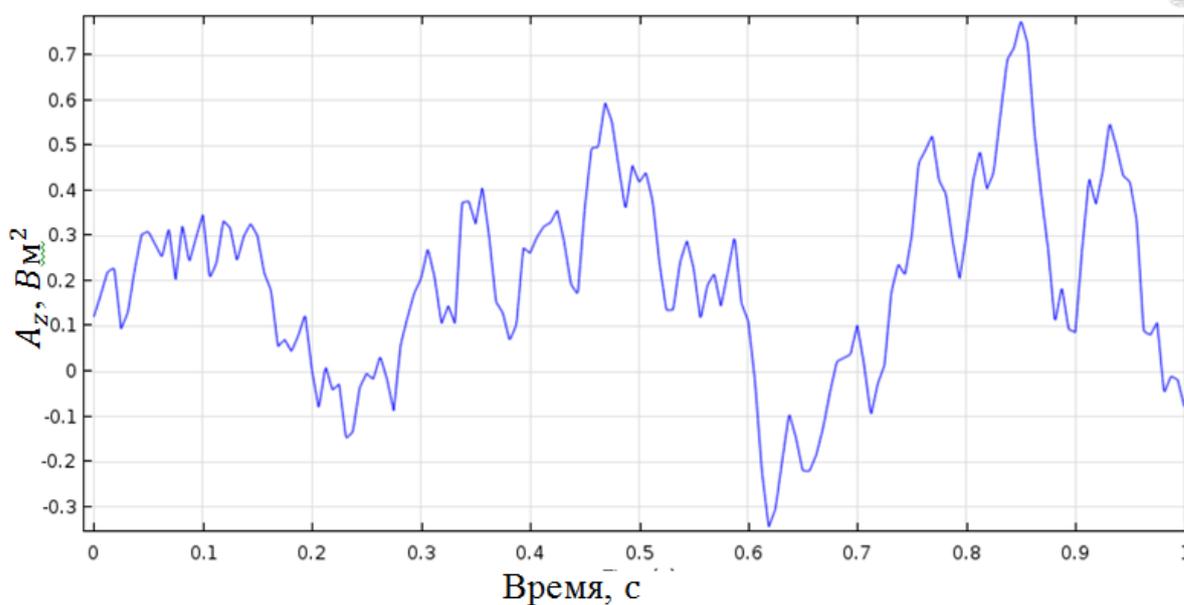


Рисунок. 3.11 График распределения эклектического поля (z-компонента)

Выводы.

Исследована возможность применения комплексного подхода основанного на данных МРТ и ЭЭГ для анализа физических характеристик головы человека, которые могут служить параметрами для описания различных реакций головного мозга во время его функционирования.

Рассмотрена геометрическая модель головы, в которой задано пространственное распределение диэлектрической проницаемости и проводимости на основе данных МРТ. Для этой модели проводится исследование, связанное с мыслительной деятельностью человека, с целью выявления характеристик, которые предположительно смогут служить параметрами для описания мозговой деятельности, либо выявления патологий. Полученные в ней интегральные характеристики обладают особыми преимуществами по сравнению с данными ЭЭГ.

На основе полученных результатов для энергии можно говорить о временной детализации информации по сравнению с информацией, полученной от каждого электрода, т. е. энергия более информативна по сравнению с потенциалом каждого электрода, так как она является интегральной характеристикой, а также несет информацию о внутренней структуре головы, полученную с помощью МРТ.

Исследование проведено с использованием данных стандартного МРТ и различных ЭЭГ, т. е. они не принадлежат одному человеку. Далее необходимо получить соответствующие характеристики для одного пациента, а также набрать соответствующую статистику.

Список используемой литературы.

1. Блюм Е.Э., Блюм Н.Э., Антонов А.Р. К вопросу этиологии и патогенеза ДЦП. - М., 2004. -С. 234.
2. Белоусова Е.Д. Факторы риска, тактика лечения и прогноз судорожного синдрома и эпилепсии у детей с детским церебральным параличом: Автореф. дис. д-ра мед.наук. - Москва, 2004.- 48 с.
3. Kulak W., Sobanies W.. Risk factors and prognosis of epilepsy in children with cerebral palsy in north-eastern Poland //Brain Dev. – 2003, 25 (7).- P.499-506.
4. Martin Baх, Clare Tydeman, Olof Flodmark . Clinical and MRI Correlates of Cerebral Palsy //The European Cerebral Palsy Study. 2006, 296. -P.1602-1608.
5. Suma Pezzi, Pedrola Guixe D., Ponces Vergue //Infantile cerebral palsy and its relation to EEG changes and epilepsy //An. Esp. Pediatr.- 1988, 28 (3). - P.197-200.
6. «A stable pattern of EEG spectral coherence distinguishes children with autism from neuro-typical controls - a large case control study» author: Frank H Duffy,Heidelise Als: BMC Medicine2012
7. Carpenter, W.T.Jr., Buchanan, R.W. Schizophrenia // N. Engl. J. Med. 1994. Vol. 330. №. 10. P. 681-690.
8. Rehn, A.E., Rees, S.M. Investigating the neurodevelopmental hypothesis of schizophrenia // Clin. Exp. Phrmacol. Physiol. 2005. Vol. 32. № 9. P. 687-696.
9. Докукина, Т. В. Картирование ЭЭГ: монография. Минск: ЗАО «Юнипак», 6 2003. 148 с.
10. Марк Р. Ньюер. Количественный анализ и топографическое картирование ЭЭГ: методики, проблемы, клиническое применение // Успехи физиол. наук. 1992. Т. 23, № 1. С. 20-39.

11. Бочкарев В. К., Никифоров А. И., 1983; Ш1 Т. М., 1974; Dufly H. F., Burchfield J. L., Lombroso C. T., 1979; John E. R., 1989; Maurer K., 1989
12. Лазарев В. В., 1989; Harmony T., Fernandez T., Reyes A. et al., 1994
13. Пеккер Я. С. Компьютерные технологии в медико-биологических исследованиях. Сигналы биологического происхождения и медицинские изображения : учеб. пособие / Я. С. Пеккер, К. С. Бразовский. – Томск : Изд. ТПУ, 2002. – 240 с.
14. Борисов А.В. Численное моделирование физических процессов с применением метода конечных элементов на базе COMSOL Multiphysics / А.В. Борисов, А.А. Воронцов. – Томск, 2010. – 92 с.

Уважаемый пользователь! Обращаем ваше внимание, что система «Антиплагиат» отвечает на вопрос, является ли тот или иной фрагмент текста заимствованным или нет. Ответ на вопрос, является ли заимствованный фрагмент именно плагиатом, а не законной цитатой, система оставляет на ваше усмотрение.

Отчет о проверке № 1

ФИО: Печерицын Алексей Анатольевич
дата выгрузки: 07.06.2016 08:58:47
пользователь: pecher@phys.tsu.ru / ID: 449043
 отчет предоставлен сервисом «Антиплагиат»
 на сайте <http://www.antiplagiat.ru>

Информация о документе

№ документа: 5
Имя исходного файла: диплом Knyazkova .docx
Размер текста: 8956 кБ
Тип документа: Прочее
Символов в тексте: 54973
Слов в тексте: 6600
Число предложений: 414

Информация об отчете

Дата: Отчет от 07.06.2016 08:58:47 - Последний готовый отчет
Комментарии: не указано
Оценка оригинальности: 78.07%
Заимствования: 21.93%
Цитирование: 0%



Оригинальность: 78.07%
 Заимствования: 21.93%
 Цитирование: 0%

Источники

Доля в тексте	Источник	Ссылка	Дата	Найдено в
4.01%	[1] не указано	http://bib.convdocs.org	02.05.2014	Модуль поиска Интернет
3.7%	[2] не указано	http://bib.convdocs.org	02.05.2014	Модуль поиска Интернет
3.19%	[3] Ученые ЗапискиВыпуск 42009г	http://spb-gmu.ru	раньше 2011 года	Модуль поиска Интернет