

Тбилисский Государственный Университет им. И.Джавахишвили  
Факультет Естественных и Точных Наук  
(физическое направление)

Размадзе Александр Григорьевич

Докторская диссертация

**Исследование Воздействия  
Электромагнитного Излучения на Человека**

Руководители:

Руководитель программы, полный профессор ТГУ,  
доктор физико-математических наук,

Р.Заридзе

Научный руководитель, заведующий лабораторией прикладной  
электродинамики и радиотехники ТГУ,  
доктор физико-математических наук,

Д.Какулия



თბილისის  
უნივერსიტეტის  
განმცემლობა

2009

## Оглавление

|   |    |
|---|----|
| <b>Введение</b> .....   | 5  |
| Актуальность.....   | 6  |
| Состояние проблематики на данный момент и обзор существующей литературы.....  | 8  |
| Нетепловые эффекты.....   | 9  |
| Тепловые эффекты.....   | 11 |
| Цель работы.....  | 12 |
| Новизна.....  | 14 |
| Обзор диссертации.....  | 16 |
| <b>Глава I Методология моделирования</b> .....  | 18 |
| 1.1 Моделирование электродинамической задачи.....   | 19 |
| 1.1.1 Существующие численные методы решения электродинамических задач.....  | 19 |
| Методы интегральных уравнений.....  | 19 |
| Дифференциальные методы.....  | 20 |
| Гибридные методы.....   | 21 |
| Обоснование выбора расчетных методов.....   | 21 |
| 1.1.2 Метод Вспомогательных Источников.....   | 22 |
| 1.1.3 Метод конечных разностей во временной области для уравнений Максвелла.....  | 27 |
| 2.1 Моделирование задачи распространения тепла в живых организмах.....  | 30 |
| Заключение к главе.....   | 33 |
| <b>Глава II Контроль точности решения электродинамической задачи посредством метода вспомогательных источников</b> .....        | 34 |
| 2.1 Проверка сходимости конечноразностной схемы.....  | 36 |
| 2.2 Сравнительный анализ результатов, полученных двумя способами.....   | 40 |
| Заключение к главе.....   | 43 |
| <b>Глава III Анализ результатов, полученных при облучении неоднородной модели плоской волной в широком спектре частот</b> ..... | 45 |
| 3.1 Постановка задачи.....  | 46 |
| 3.2 Метод анализа, дозиметрическая модель.....  | 48 |
| 3.2.1 Схематическое представление работы программы.....   | 48 |
| 3.2.2 Конечноразностная модель человека.....  | 48 |
| 3.2.3 Расчет электромагнитных полей.....  | 49 |
| 3.2.4 Расчет точечного SAR.....   | 51 |
| 3.2.5 Алгоритм усреднения SAR.....  | 52 |
| 3.2.6 Термо расчеты.....  | 54 |
| 3.3 Ограничения, накладываемые стандартами безопасности.....  | 57 |
| 3.4 Результаты расчетов.....  | 59 |
| 3.3.1 Результаты электродинамических расчетов.....  | 59 |
| 3.3.2 Результаты термальных расчетов.....   | 62 |
| Заключение к главе.....   | 66 |
| <b>Глава IV Оценка воздействия электромагнитного поля на человека в различных сценариях</b> .....                               | 68 |
| 4.1 Сравнение моделей.....  | 70 |
| 4.1.1 Сравнение неоднородной и соответствующей ей по форме однородной моделей.....  | 70 |
| 4.1.2 Упрощенные однородные модели.....   |    |
| 4.2 Воздействие электромагнитного поля на человека, находящегося в различных сценариях.....                                     | 78 |

|  |              |
|--|--------------|
| Заключение к главе.....  | 81           |
| <b>Глава V Корреляция между распределениями SAR и ростом температуры.....</b>                  | <b>83</b>    |
| 5.1 Методология изучения корреляции.....   | 85           |
| 5.1.1 Постановка задачи.....   | 85           |
| 5.1.2 Расчет корреляции между распределениями SAR и ростом температуры.....                    | 87           |
| 5.2 Анализ результатов.....  | 88           |
| 5.2.1 Влияние на корреляцию допустимого содержания воздушных ячеек в<br>объеме усреднения..... | 88           |
| 5.2.2 Влияние массы усреднения на корреляцию.....  | 89           |
| Заключение к главе.....  | 93           |
| <b>Заключение.....</b>   | <b>95</b>    |
| <b>Литература.....</b>   | <b>.....</b> |



## Введение

Вскоре после открытия электромагнитных (ЭМ) волн человечество стало широко использовать их в повседневной жизни. Жизнь современного человека невозможно представить без различных электроприборов, к коим относятся телевизоры, радиоприемники, компьютеры, средства мобильной связи, микроволновые печи, спутниковые антенны, стиральные машины, банкоматы, аппаратура, используемая в медицине, и т.д. Все эти устройства стали неотъемлемой частью нашей жизни. Каждый новый день инженерами по всему миру создается огромное количество новых научно-технических достижений, призванных прийти на помощь человеку 21-го века.

Существует и обратная сторона “медали”: мы практически все время находимся под воздействием ЭМ излучения, создаваемого окружающими нас электро-устройствами, начиная с базовых станций, используемых для установления мобильной коммуникации, радио и телевизионных станций, и заканчивая персональными компьютерами и мобильными телефонами. Из всего диапазона частот ЭМ поля мы способны ощущать и реагировать только на узкий диапазон, для которого известны номинальные и допустимые дозы энергии облучения (видимый свет). Но это не мешает нашему организму подвергаться воздействию излучения и других частот, которое мы не воспринимаем глазами, но которые могут влиять на нас в неменьшей степени.

Помимо общего фоновое поля особый интерес вызывает поле, которое излучается при непосредственном использовании устройств человеком, т.к. именно в это время он находится в наибольшей близости к устройству и влияние поля особенно велико. Основная цель подобных исследований – изучение характера распределения различных характеристик, оценка их максимально возможного значения в реально существующих случаях, введение международных стандартов с целью снижения вредного воздействия электромагнитных полей на организм человека. Вряд ли современное общество готово отказаться от использования всех этих удобных устройств и к счастью это и не является необходимым. Надо лишь установить допустимые нормы безопасности, и следовать им.

## Актуальность

С тех пор как научно-технический прогресс сделал неотъемлемой частью нашей жизни беспроводные технологии, увеличился общественный интерес к вопросам безопасности воздействия ЭМ полей на живые организмы при частом, или продолжительном воздействии. На самом деле вопросами дозиметрии, и связанными с воздействием ЭМ волн на живые организмы биоэффектами заинтересовались задолго до изобретения мобильной связи. Это произошло после Второй Мировой Войны, и явилось следствием разработки мощных электромагнитных излучателей, в частности, радаров и тактических радиопередатчиков. Несколько десятков лет назад на западе стали изучать такие феномены как “микроволновый синдром”, “RF синдром”. Их отличительными признаками являлись головная боль, эмоциональная нестабильность, ухудшение памяти, и т.д. Однозначный ответ на вопрос, действительно ли воздействие волн способно влиять таким образом на состояние человека тогда дать не смогли из-за отсутствия надежных дозиметрических данных (“RF синдром”, как заболевание, рассмотрен в [1]). С тех пор ведутся серьезные исследования и горячие научные дискуссии в этой области. Эта проблема остается актуальной и по сей день. Многие университеты и организации по всему миру занимаются проблемой исследования влияния электромагнитного излучения на живые организмы, существует большое количество научных публикаций на эту тему.

Вопросом систематизации результатов исследований в данной области, а так же установлением стандартов безопасности занялись международные организации. В частности, такими международными организациями как Национальный Совет по защите от радиации США (US National Council on Radiation Protection, NCRP) [2], Национальный Совет Соединенного Королевства по защите от радиации (UK National Radiological Protection Board, NRPB) [3-4], Международная Комиссия по защите от неионизирующего излучения (the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, ICNIRP) [5], а так же Институт Инженеров по электротехнике и электронике (the Institute of Electrical and Electronics Engineers, IEEE) было выпущено первое руководство по безопасности воздействия излучения [6], которое за последние десятки лет было несколько раз переработано [7-12]. Некоторые редакции были сделаны Американским Национальным Институтом Стандартов (the American national Standards Institute, ANSI). Эти стандарты прошли свой процесс эволюции, и на данный момент можно сказать, что известные сведения наиболее полно представлены в виде совокупности двух общепризнанных стандартов, таких как IEEE International Committee on Electromagnetic Safety (ICES) и ICNIRP, в основе которых лежат эффекты, связанные с возможным чрезмерным перегревом тканей, подвергающихся облучению. Как объяснено в [13], неблагоприятные физиологические эффекты в тканях человека могут быть вызваны локальными перегревами, связанными с поглощением ЭМ энергии.

Для оценки воздействия излучения на живые организмы, необходимой для создания стандарта, проводятся эксперименты на животных, устанавливающие либо смертельные дозы, либо такие, которые ведут к необратимым изменениям и нарушениям нормального функционирования как всего организма, так и отдельных его органов (например, доза облучения, приводящая к катаракте). Далее значения характеристик, соответствующих этим дозам, уменьшают на порядки, и данные величины используют для установления стандартов безопасности. Для того, чтобы адаптировать полученные результаты для человека, и проверить, насколько установленные стандарты являются для него безопасным, реальные эксперименты проводить очень сложно, а в основном в принципе невозможно. В таком случае на помощь приходит компьютерное моделирование, которое позволяет с определенной точностью, моделируя реальный эксперимент, получить интересующие характеристики и проверить их соответствие стандарту.

На первой стадии наших исследований группой из Лаборатории Прикладной Электродинамики (Тбилисский Государственный Университет) совместно с научным подразделением компании Моторола (Motorola Corporate EME Research Laboratory) был создан программный пакет *FDTDLab*<sup>TM</sup> [36], [37], позволяющий исследовать влияние электромагнитных полей на организм человека, оценивать влияния тепловых эффектов, рассчитывать как ЭМ, так и температурные характеристики. Автор диссертации принимал непосредственное участие в разработке данного программного обеспечения. Освещению этой темы, проверке правильности работы программы, была посвящена магистерская работа автора, а так же, впоследствии, кандидатская диссертация Левана Шошиашвили [14].

Тематике влияния электромагнитных полей на живые организмы в наше время посвящены разделы на основных физических, биологических, а так же медицинских конференциях, каждый год выходят несколько фундаментальных работ, проводятся специализированные симпозиумы под эгидой европарламента, различных американских, международных организациях, а так же производителей мобильных устройств связи.

В данной диссертационной работе представлены результаты исследований, полученные в ходе работы автора над грантовыми проектами в Лаборатории прикладной электродинамики (Тбилисский Государственный Университет): проекта “Дальнейшее развитие Метода вспомогательных источников”, Министерство Науки и Образования Грузии, 2005г, “Free space EM field assessment” (WP3) - проекта в рамках программы сотрудничества Форума Производителей Мобильных Телефонов (Mobile Manufacturers Forum (MMF)) и Ассоциации Глобальной Системы Мобильной Связи (GSM Association), 2005-2006гг, а так же проекта “Electromagnetic Pollution and Health Safety Investigation” (GNSF/ST06/4-015), спонсируемого Национальным Научным Фондом Грузии (Georgian National Scientific Foundation), 2006-2008 гг. Так же огромное значение при работе над данной диссертационной работой имело сотрудничество с подразделением компании Моторола, не только при создании программного комплекса *FDTDLab*<sup>TM</sup>, но и при работе над совместными статьями.

## Состояние проблематики на данный момент и обзор существующей литературы

Вот уже на протяжении многих десятков лет ученых интересуют процессы, имеющие место при воздействии электромагнитных волн на живые организмы. К примеру, в следующих статьях [15-18] показаны возможные эффекты в организме человека, вызванные воздействием радиоволнового (RF) и микроволнового (MW) излучений, которые могут представлять угрозу здоровью человека.

В отличие от более высоких частот  $\nu$  выше видимого спектра, RF и MW частоты не являются ионизирующими (поскольку энергия кванта  $h\nu$  недостаточна для ионизации молекул живого организма). Взаимодействие этих частот с тканями, состоящими из клеток, можно представить следующим образом:

- 1) Проникновение ЭМ волн и их последующее распространение в живых системах. Вследствии высокой проводимости ткани поглощение ЭМ энергии превращением в тепло и нагрев ткани.
- 2) Непосредственное взаимодействие между ЭМ полем и клеточными тканями.
- 3) Возможные вторичные эффекты, обусловленные первичным взаимодействием.

Слово “взаимодействие” используется сознательно. Оно подчеркивает, что конечный результат зависит не только от воздействия поля, но и от реакции живой системы на это воздействие. У живых организмов есть уникальная способность компенсировать результаты внешнего воздействия: (в соответствии с принципом Ле-Шателье-Брауна), в том числе и воздействие ЭМ поля. В частности, физиологическая компенсация означает, что вызванная внешними факторами напряженность полностью или частично компенсируется, что позволяет организму продолжать нормально функционировать. Патологическая компенсация означает, что внешние воздействия вызывают функциональные изменения, которые в свою очередь могут повлечь за собой необратимые функциональные или структурные изменения. Границу между этими видами компенсации не всегда легко определить. Такие изменения наступают выше некоторого порогового внешнего воздействия, нарушающего устойчивость системы к внешнему воздействию.

Очевидно, что рекомендации, ограничивающие излучение, должны обеспечивать защиту от известных вредных для здоровья эффектов. С другой стороны необходимо понимать, что имеющие место при облучении ЭМ волной те или иные биологические эффекты могут являться вредными для здоровья, а могут таковыми и не являться. Индустриализация наряду с быстро развивающимся и набирающим мощь оборудованием ставит вопрос о безопасности в первую очередь для рабочих, подвергающихся воздействию ЭМ облучения в особо крупных дозах, а уж потом для широкой общественности. В то же самое время быстрый технологический прогресс в области электроники, электрооптики и компьютерных наук подготовили почву для беспрецедентного скачка в сторону улучшения медицинского оборудования. В частности, успех в области радио\микроволновых технологий и расчетных техник обусловили быстрое развитие новых лечебных и диагностических методов. На данный момент RF\MW волны имеют терапевтические применения в таких областях как кардиология, урология, хирургия, офтальмология, терапия рака, и других областях, а так же диагностическое применение, например, в определении рака, и т.д. [15]

Часть падающей энергии отражается при падении на облучаемый объект, другая часть поглощается и трансформируется внутри биологической системы. Она ассоциируется с внутренним или проникшим вовнутрь тела человека полем. Отношение между отраженной и поглощенной частями зависит от множества параметров: частоты излучения, размера тела, одежды, состояния кожи, и т.д. Физические законы теории ЭМ поля, такие как отражение, дифракция, дисперсия, интерференция, оптика, и квантовые эффекты должны быть использованы для объяснения наблюдаемых эффектов. Они истинны для всего спектра



электромагнитного облучения. В наших исследованиях нас интересуют только RF/MW волны (от 300 Мц до 2 Гц).

Биологические эффекты зависят от внутреннего электромагнитного поля, которое соответствует полю в тканях. Для характеристики воздействия внутреннего поля введена величина, которая характеризует удельную скорость поглощения - SAR (Specific Absorption Rate, Вт/кг). Эта величина показывает поглощенную в единицу времени единицей массы энергию. В зависимости от способа, используемого при вычислениях, SAR определяется как точечный, и усредненный по различным массам. В общем случае довольно сложно бывает определить границу между различными эффектами. В настоящее время эффекты, вызванные воздействием ЭМ поля, можно условно разделить на два вида: тепловой и нетепловой эффекты.

В качестве первого типа (тепловых эффектов) можно привести, например, локальный перегрев. В состав тканей живых организмов входит вода, которая обладает проводимостью. При проникновении энергии ЭМ поля большая ее часть переходит в тепло. Происходящие в организме метаболические и терморегулирующие процессы пытаются воспрепятствовать изменению температуры и предотвратить перегрев тканей.

К другому виду эффектов (нетепловых) относится, например, вызванные воздействием ЭМ поля клеточные изменения. В расположенных в ЭМ поле клетках меняется соотношение концентрации отрицательно и положительно заряженных ионов, что изменяет процессы распространения ионов в клетках. Оба вида эффектов могут привести как к положительным, так и к отрицательным изменениям. Оба они имеют важное значение. Тем ни менее, нетепловые эффекты сложнее поддаются изучению. Этот момент является основополагающим при определении эффектов, учтенных в стандартах безопасности. Существующие на данный момент рекомендации базируются на тепловых эффектах. В частности, в качестве примера, в резолюции, принятой в июне 1998 Научной Наблюдательной Комиссией при Еврокомиссии было сказано следующее: “В отношении нетепловых эффектов из доступной научной литературы нельзя утверждать, что воздействие на живые организмы посредством ЭМ полей ведет к нетепловым эффектам. Следовательно, опираясь на научные сведения, имеющиеся на данный момент, нельзя дать никаких рекомендаций в связи с нетермальными долгосрочными эффектами”. За последнее десятилетие активно изучались различного рода эффекты, собиралась информация, в результате учета которой возможно было бы еще больше обезопасить использование ЭМ приборов, но на данный момент итог тот же: все существующие на сегодняшний день общепризнанные стандарты безопасности определяются тепловыми эффектами. Далее оба класса эффектов будут рассмотрены более подробно.

### **Нетепловые эффекты**

Биоэлектричество играет важную роль в живых организмах, поскольку большое количество компонентов (клетки, мембраны клеток, нервные клетки) электрически достаточно чувствительны. Помимо этого в теле присутствуют так называемые рецепторы, которые создают электрический потенциал (распространение нервных импульсов в живых организмах). В связи с этим большое внимание уделяется изучению следующих вопросов: поглощение энергии в живых организмах, взаимодействие с нервной системой, распространение ЭМ поля низких частот (extremely-low-frequencies 30-300МГц) по каналам клеточных мембран, а так же молекулярные эффекты. Проводятся эпидемиологические исследования, существуют экспериментальные свидетельства того, что RF/MW волны напрямую (в *in vivo* исследованиях) воздействуют на живые организмы. Свидетельства относительно эффектов на клеточном уровне, связанных с кальциевыми соединениями, пролиферацией (разрастанием посредством новообразований), а так же изменений в

мембранных каналах существуют и в случаях экспериментов, проведенных в лабораторных условиях (*in vitro*). Несмотря на это существует неопределенность касательно относительного вклада прямых и нетермальных взаимодействий. Ревью европейских исследований в области биомикроволн представлено в [16], тогда как детальное рассмотрение микроволновой терапевтической медицины можно найти в [17].

В частности, было показано, что при импульсном воздействии на нервные клетки имеют место более существенные эффекты, чем при постоянном во времени воздействии [18]. Тем не менее были получены зачастую противоречивые результаты, что существенно затрудняет анализ. Также особого внимания заслуживает изучение потоков ионов в мембранах клетки. Ионы используют специальные “каналы”, которые открываются только для соответствующих им потенциалов. Толщина мембраны составляет 10 нм, его потенциал -90 мВ в нормальном состоянии, и может достигать до +40 мВ. В то же время мембрана может находиться во внешнем ЭМ поле напряженностью от 1 до 10 миллионов В/м. Компьютерное моделирование показывает, что на мембрану большое влияние оказывают SM и DECT (Европейский стандарт на цифровую беспроводную связь) сигналы. Влияние импульсных сигналов более значительное, нежели постоянное поле с одной частотой. В частности, присутствующие в сигналах низкочастотные компоненты вызывают открытие кальциевых каналов до 60% [19]. Эта модель является моделью одной клетки, и естественно, она не может описать всю совокупность явлений, вызываемых внешним ЭМ полем. Существуют экспериментальные данные на молекулярном уровне, которые показывают, что имеет место хромосомная aberrация в крови при облучении от  $0.5 \text{ мВт/см}^2$  и выше [20].

Помимо этого существуют подтверждения того, что микроволны способны воздействовать на работу уха, глаза, сердца, а так же на специальные медицинские приборы. В частности, воздействие было зафиксировано на расстоянии 10 см между источником поля и искусственным стимулятором сердца [21].

Интерес вызывает эффект, обусловленный гематоэнцефалическим барьером (blood-brain barrier (BBB)). Этот эффект представляет собой анатомически-психологический комплекс, который ассоциирован с центральной нервной системой. Он представляет собой естественный защитный механизм, который обеспечивает необходимую для нормального функционирования мозга физиохимическую среду. Эффект действует как “выборочный фильтр”, который пропускает строго определенные субстанции из крови в мозг. Например, аминокислоты и глюкоза могут попасть в клетки мозга, а углеводы и белки, большинство микроорганизмов и антибиотики не имеют такую возможность. В случае нарушения “принципа отбора” в клетки мозга получают доступ различные микроорганизмы, что может вызвать церебральный паралич, повышение внутричерепного давления и, в худшем случае, необратимые изменения в клетках мозга. У этого принципа имеются и отрицательные моменты: некоторые вещества, находящиеся в лекарствах, так же не могут пройти этот барьер и достигнуть мозга. Для проведения успешной химиотерапии используют микроволновую местную гипертермию, которая открывает соответствующие каналы, в результате чего противораковые препараты, среди которых метотрексат, имеет возможность попасть в клетки мозга. Известна серия экспериментов, которая показала, что проницаемость изменяется так же при низкой мощности микроволнового излучения. В 2002-м году опубликовали результаты около 30 независимых исследований, и примерно в половине говорилось, что в экспериментах, поставленных на животных, проницаемость растет как при высоких, так и при низких значениях SAR. В относительно новых исследованиях было показано, что при величинах значения SAR, даже более низких, чем в стандарте безопасности (принятом для мобильных телефонов), имеет место изменение проницаемости. Все эти факты свидетельствуют о том, что даже при низких мощностях длительное

облучение нежелательно, так как токсичные молекулы получают возможность попасть в клетки мозга [22].

Существование нетепловых эффектов – противоречивый вопрос. Противоречивость заключается не только в научной стороне, но имеют так же политическую и коммерческую составляющие. Принять существование нетепловых эффектов означает признать эффекты при малых мощностях. Этот вопрос сам по себе не нов. Еще в 1971 году Михельсон и Додж писали, что “различие в советском и западном подходах при определении норм допустимой дозы облучения (Maximum Permissible Exposure (MPE)), основано на признании \ отрицании биологического значения нетепловых эффектов” [23].

Важно так же отметить, что в данном контексте тепловыми эффектами называют такие явления, при которых повышается температура. Поглощенная энергия, характеристикой которой является SAR, может вызывать так же различные изотермические процессы, для моделирования которых необходимо будет использовать термодинамический подход. Но, согласно определению тепловых эффектов, эти эффекты не относятся к ним.

### **Тепловые эффекты**

Измерять SAR в живых организмах сложно, а иногда просто невозможно. В основном в экспериментах измеряются изменения температуры. Исследования показали, что при высоких частотах (порядка 1ГГц и выше), поле практически не проникает в организм и поглощение излученной устройством энергии происходит на поверхности тела. Помимо этого было показано, что вне зависимости от возможного значения SAR, биологические свойства ткани могут быть такими, что даже при значительном значении SAR температура практически не изменится, и, наоборот, небольшое значение SAR может оказаться критическим для человека (например, гипофиз, белое и серое вещество).

Так же большую роль имеет среда, в которой находится человек (внешняя температура окружающей среды, влажность), а в случае локального облучения отдельных органов – кровеносная система [24-25]. Так же значение имеет, как именно происходит облучение (в частности, под каким углом расположена антенна). Под особой угрозой находятся глаза. Например, во время использования рации, излучающая антенна находится перед лицом человека [26]. Эффекты, вызванные влиянием антенн мобильных устройств, частично рассмотрены в следующих работах [27-31].

Значение тепловых эффектов, вызванных ЭМ полем, показано в работах [27] и [32], где исследовано возрастание SAR и температуры в глазу для стимуляции имплантата и для исследований с использованием метода магнитного резонанса. Как показано в одной из последних фундаментальных работ [13], многие эффекты, ранее считавшиеся нетепловыми, сводятся к тепловым. Как было сказано выше, на данный момент все существующие стандарты безопасности в основе своей так или иначе имеют тепловые эффекты.

## Цель работы

Основной целью данной работы является всестороннее изучение термальных эффектов, имеющих место при поглощении электромагнитной энергии телом человека и последующем переходе ее в тепло. Зачастую проведение реальных экспериментов на людях не представляется возможным. В таком случае на помощь приходит компьютерное моделирование, которое позволяет создавать электронную модель реального эксперимента. В зависимости от того, насколько точно смоделирован эксперимент, и насколько хорош вычислительный метод, возможно, получать достоверные оценки интересующих характеристик. Для оценки термальных эффектов такими характеристиками являются поглощенное поле, величины SAR, соответствующие различным моделям усреднения, различной массе усреднения, а так же величина роста температуры. Для того, чтобы более ясно представить, как именно тематика будет освещена в представленной работе, предлагаю рассмотреть некоторые основные вопросы, рассмотренные в диссертации:

- 1) Одной из основополагающих задач является подробное изучение воздействия ЭМ поля на человека в зависимости от различных условий облучения. С этой целью было проведено множество расчетов на реалистичной неоднородной модели человека при различном облучении в широком частотном диапазоне с учетом частотной зависимости диэлектрических характеристик тканей. Результатами ЭМ расчетов являются распределения полей, как поглощенного, так и полного поля вокруг тела. Далее вычисляются распределения точечного и усредненного на различные массы SAR, т.к. стандарты безопасности ставят ограничения именно на эти величины. В качестве следующего шага проводятся термальные расчеты, и, в соответствии с каждым случаем облучения, изучается распределение роста температуры, обусловленной превращением электромагнитной энергии, поглощенной тканями, в тепло.
- 2) Следующей задачей был учет того, что в реальности все люди разные, у всех различное строение тела, поэтому естественно, нельзя опираться только на одну единственную модель в вопросах изучения влияния ЭМ поля на человека. В главе IV рассматриваются несколько однородных моделей, и проводится попытка сравнения их с неоднородной. Это дает возможность определить, насколько полученные характеристики определяются формой и размерами изучаемой модели. Так же определяются критерии, которые сохраняются при переходе к однородной модели. В действительности на реальных экспериментах при измерении SAR используют как раз такие модели: пластмассовые муляжи, заполненные однородной жидкостью, имеющей разные свойства на разных частотах. В этой части исследования ставилось целью заменить реалистичную модель человека для оценки упрощенной однородной моделью, что позволило бы существенно уменьшить время расчета и используемые вычислительные мощности, используя для расчетов Метод вспомогательных источников. Помимо этого МВИ представляет возможность оценки точности удовлетворения граничных условий, что, по сути, является единственным критерием физичности решения.
- 3) Для того, чтобы получить реалистичную информацию о воздействии электромагнитного поля на человека, нельзя его рассматривать всегда в свободном пространстве, необходимо учитывать и воздействие окружающей среды. Поэтому необходимо изучить влияние различных сценариев на воздействие ЭМ поля на человека. При моделировании распространения полей, скажем, в комнате, при

помощи метода конечных разностей во временной области, требуются большие вычислительные ресурсы. Поэтому, определив однородную модель, заменяющую с определенной точностью неоднородную, можно использовать ее в расчетах и помещать в различные сценарии, такие как комната, расположить модель у подножья холма, около стены. Это становится возможным при вычислительных мощностях настольных компьютеров, если в качестве вычислительного метода использовать Метод вспомогательных источников для расчетов.

- 4) И, наконец, ключевой задачей, которая ставится в представленной диссертационной работе, является определение пространственной корреляции между распределениями SAR и ростом температуры, ее изучение в зависимости от различных параметров. В этой части исследования ставилась довольно амбициозная цель – ответить, какая из двух масс усреднения, определенных стандартами, 1г или 10г, лучше, а так же изучить поведение корреляции в зависимости от параметра, нечетко описаного в стандарте усреднения [35], и дать свои рекомендации относительно нового стандарта. Попытаемся раскрыть и обосновать нашу цель. Одна из важных доработок в последней ревизии стандарта IEEE [12] включает в себя ограничения для 10-граммового SAR, которые находятся в соответствии с руководством ICNIRP [5]. Как бы то ни было, на сегодняшний день ощущается дефицит в систематизированных исследованиях, связанных с изучением взаимосвязи между усредненным по массе SAR и локальным перегревом. Только небольшое количество исследований ставило перед собой задачу изучения влияния схем усреднения SAR на его соотношение с ростом температуры. В работах [36], [37] изучается корреляция между максимальной величиной распределения усредненного SAR, рассчитанного используя различные схемы усреднения, и максимальным значением распределения роста температуры в голове человека, находящегося в поле дипольной антенны мобильного телефона. Эти исследования дают количественную оценку математической корреляции между пиковыми значениями 1 и 10 граммовых распределений SAR и ростом температуры. В качестве различных схем усреднения рассматриваются стандарт IEEE [35] и руководство ICNIRP [5]. В отличие от приведенных выше результатов исследований, изучение корреляции в данной работе проводится между распределениями SAR и роста температуры, а не между пиковыми значениями. Предполагается, что глобальный анализ пространственной корреляции между множествами с очень большим количеством элементов даст возможность определить такую массу усреднения, для которой распределение SAR будет считаться наиболее подходящим заменителем индуцированного поглощением ЭМ энергии роста температуры.

## Новизна

В представленной диссертационной работе рассмотрены некоторые аспекты, которые претендуют на оригинальность. Рассмотрим их по-порядку. Метод, при помощи которого проводится расчет полей – Метод конечных разностей во временной области (КРВО), является на данный момент оптимальным для расчетов, в которых геометрия задачи в значительной степени неоднородна, в частности, для человеческого тела. О сравнительном анализе различных вычислительных методов можно узнать из главы I. Как известно, точность расчетов для этого метода определяется с помощью оценки сходимости результатов расчетов при увеличении дискретизации. В конце концов, при уменьшении размера ячейки значения величин, наблюдаемых при расчете, перестают изменяться существенно. Этот подход дает возможность определить предельное значение, к которому стремиться результат при расчете данным методом. Здесь надо ясно понимать, что метод КРВО основан на дискретизации пространства на ячейки определенной формы, и сколько не уменьшай ячейки, будут иметь место эффекты, которые зависят от выбранной расчетной схемы, т.е., соответственно, и от формы ячеек. Во всех представленных в данной работе исследованиях используется прямоугольная схема [33]. В противоположность этому методу Метод Вспомогательных Источников (МВИ) [38]- [40] имеет возможность контролировать выполнение граничных условий, и, тем самым, оценивать физичность полученных результатов. Несмотря на эту замечательную возможность, этот метод не подходит для наших вычислений. Он является оптимальным для задач с однородной, и частично неоднородной геометрией. Нами был представлен способ, использующий возможности МВИ для разработки рекомендаций в отношении оптимальных дискретизаций в зависимости от материальных характеристик и частоты, и оценки отклонения предельного значения, получаемого при увеличении дискретизации пространства при использовании метода КРВО. Данная методология описана подробно в главе II.

В данной диссертации приводятся результаты расчетов, проведенных в рамках грантовых проектов “Free space EM field assessment” (WP3) - проекта в рамках программы сотрудничества Форума Производителей Мобильных Телефонов (Mobile Manufacturers Forum (MMF)) и Ассоциации Глобальной Системы Мобильной Связи (GSM Association), 2005-2006гг, а так же проекта “Electromagnetic Pollution and Health Safety Investigation” (GNSF/ST06/4-015), спонсируемого Национальным Научным Фондом Грузии (Georgian National Scientific Foundation), 2006-2008 гг. Исследование было посвящено изучению влияния ЭМ поля на человека, были получены различные распределения SAR и роста температуры при облучении реалистичной неоднородной модели человека плоской волной с нескольких сторон (спереди, сзади, справа, в каждом случае рассматривалось по две поляризации) в широком диапазоне частот (30МГц – 1ГГц). На момент проведения исследования такого масштабного исследования проведено не было. Помимо этого, в рамках проекта GNSF/ST06/4-015 был рассмотрен вопрос, представляющий отдельный интерес. Как сказано в стандартах безопасности ограничения на величины SAR рассматриваются при нормальной температуре, которая выбирается равной 24°C и меньше. В других случаях, при более высокой внешней температуре, сказано, что соответственные величины SAR должны быть уменьшены [16]. Но как именно, насколько при изменении внешней температуры, не сказано. Этот вопрос, так же как и результаты приведенного выше исследования, описаны в главе III.

Следующая идея, претендующая на новизну – замена неоднородной модели человека однородной упрощенной моделью для оценки основных ЭМ величин используя МВИ. Это дает возможность значительно сэкономить расчетное время и ресурсы, а так же, что самое главное, дает возможность произвести оценку ЭМ значений в теле человека при помещении его в различные сценарии облучения, в частности, в комнату с различными параметрами,

около холма, около стены. Для того, чтобы определить, какие величины, полученные при исследовании однородной модели, возможно использовать для оценки, а какие нет, была проведена серия численных экспериментов на однородных моделях, соответствующих по форме неоднородным моделям, но внутри заполненные однородным веществом. Эта серия по частотам и по условиям облучения полностью повторяет расчеты на неоднородной модели. В качестве следующего приближения рассматривается упрощенная модель, которая уже пригодна для расчетов при помощи МВИ, и которую, соответственно, можно помещать в сценарии. В главе IV выбирается упрощенная однородная модель, которая адекватна неоднородной, и далее для изучения воздействия сценариев на облучение человека, эта модель помещается в различные сценарии.

Рассмотрим одну из основных частей этой диссертации, главу V. Как было сказано выше, все существующие на данный момент стандарты основаны на экспериментах, в основе которых лежит различно рода термальные эффекты (в частности, перегрев глаза на определенную температуру, ведущую к катаракте). Именно это дает нам возможность утверждать, что на данном этапе величина SAR в определенной степени является суррогатом роста температуры. В данный момент некоторые температурные ограничения уже введены в последний стандарт безопасности [12]. Основной лейтмотив представленной диссертационной работы – установление распределения SAR, наилучшим образом соответствующего распределению роста температуры, вызванному переходом в тепло поглощенной телом ЭМ энергии. Стремление установить оптимально соответствующее распределение SAR становится понятным в контексте сказанного выше. Существующие на данный момент стандарты в основном используют 1 и 10г при усреднении (эти массы исторически связаны с экспериментом, например, в стандарте рассматривается эффект, ведущий при определенной дозе облучения к глаукоме, а глаз приблизительно весит 10г). В приведенных в данной работе исследованиях рассматривается, какая из масс наиболее адекватна для усреднения с точки зрения соответствия непосредственно изменению температуры. С другой стороны, при стандартизации IEEE алгоритма усреднения SAR [35], основным является установление значений при численном эксперименте, которое не должно ни в коем случае уменьшаться за счет этого алгоритма. Когда речь идет об усреднении по массе, вопросы возникают при усреднении ячеек, граничащих с воздухом. Поэтому стандарт включает в себе рекомендации того, как не потерять большие значения при усреднении такого рода ячеек. Объемы усреднения выбираются таким образом, чтобы в них мог присутствовать только определенный процент ячеек с воздухом, а дальше, вместо простого алгоритма усреднения для каждой ячейки, попавшей в этот объем, выбирается максимальное значение. Таким образом, на границе раздела материал\воздух возникает слой ячеек с большими значениями. Очевидно, что толщина этого слоя зависит от массы усреднения SAR, а так же от допущенного процента воздушных ячеек при выборе объема. В контексте соответствия росту температуры, учитывая, что на границе раздела кожи и воздуха имеет место конвекция, становится очевидным, что чем толще этот слой на границе для распределения SAR, тем хуже корреляция с ростом температуры. В стандарте на данный момент однозначно не прописано, каков должен быть этот процент. В основном в исследованиях применяют порядка 5-20% допустимости воздушных ячеек. Одной из задач данного исследования было установление того, как влияет изменение этого процента на корреляцию, а так же, насколько, и в какую сторону оно смещает оптимальную массу усреднения SAR, наилучшим образом соответствующую изменению роста температуры. Исследования проводятся на 4х частотах, при двух различных падениях волны, при учете горизонтальной и вертикальной поляризации для каждого случая. Помимо этого, самое главное – сравниваются не максимальные значения, а целиком распределения. Результаты данных исследований будут приниматься во внимание при формулировке текущей редакции стандартов.

## Обзор диссертации

Представленная диссертация является комбинацией, анализом и обобщением опубликованных автором статей и результатов исследований, проведенных за последние 5 лет в Лаборатории прикладной электродинамики Тбилисского государственного университета.

Диссертация состоит из следующих пяти глав:

- 1) В первой главе рассмотрены методы решения двух классов задач – электродинамической и задачи распространения тепла при переходе поглощенной телом человека электромагнитной энергии в тепло. В соответствии с этим глава разбита на две части. В каждой из них рассматриваются наиболее популярные существующие численные методы и модели, решающие задачи данных классов. Далее обосновывается выбор методов, используемых в диссертации, и эти методы описаны более подробно.
- 2) Во второй главе, опираясь на результаты, представленные в статье [34], приведен подход, позволяющий рассмотреть вопрос контроля качества решения электродинамической задачи. Правильность решения, полученного при помощи метода КРВО, проверяется сравнением с решением аналогичной задачи, рассчитанной при помощи МВИ. Подход основан на способности этого метода контролировать удовлетворение решением граничных условий.
- 3) Третья глава является одной из ключевых в диссертации. Это – первая глава, в которой обсуждаются результаты расчетов, оценивающих воздействие ЭМ поля на человека. Поэтому впервые именно в ней довольно детально представлены разнообразные детали вычислительных методов, использованные при расчетах, а так же подробно рассматривается модель, на которой проводятся вычисления. Основной задачей автора диссертации здесь было описать расчеты и расчетную модель с такой детализацией, чтобы любой заинтересовавшийся мог повторить расчеты. Так же отдельный параграф данной главы посвящен представлению общих сведений, необходимых для получения представления об алгоритме усреднения IEEE [35]. Понимание этого вопроса необходимо для понимания результатов расчетов, представленных далее в диссертации. Особый интерес представляет параграф, в котором кратко рассмотрены основные текущие стандарты безопасности, принятые в разных странах, а так же ограничения, накладываемые ими. Естественно, большая часть главы посвящена анализу результатов, полученных при облучении неоднородной модели человека с разных сторон плоской волной в широком диапазоне частот.
- 4) В четвертой главе приведены результаты сравнения нескольких однородных моделей с неоднородной моделью. Эти исследования проводятся с целью найти такую однородную модель, которая бы смогла для оценки заменить неоднородную модель. Это даст возможность рассчитать поля и SAR посредством МВИ, что позволило бы значительно сэкономить вычислительные ресурсы и существенно уменьшить время расчета. А самое главное – даст возможность поместить однородную модель в различные сценарии облучения, и тем самым получить реалистичную более полную информацию о воздействии электромагнитного поля на человека.



- 5) Пятая глава посвящена ключевой теме в данной диссертационной работе. В ней обсуждены вопросы, связанные с корреляцией между распределениями SAR и соответственным распределением роста температуры, вызванным преобразованием ЭМ поглощенной энергии в тепло. Результаты, представленные в данной главе, позволят определить, какому стандарту стоит отдавать предпочтение, разрешить вопрос о том, какая из этих исторически выбранных масс является наилучшей для стандарта безопасности (USAS 1966, ANSI 1974, ANSI 1982, IEEE 1991, ICNIRP 1998, IEEE 1999, IEEE 2004, IEEE 2005). В основе главы лежат две статьи, написанные автором. Полученные результаты являются достаточно существенными, чтобы полагать, что они могут повлиять на формирующийся в настоящее время стандарт безопасности.

# Глава I

## Методология моделирования

При решении задач дозиметрии при помощи компьютерного моделирования приходится решать как электродинамическую задачу с нахождением распределения полей и последующим вычислением характеристик SAR, так и задачу преобразования поглощенной энергии в тепло и ее последующее распространение в теле человека с последующими локальными нагревами тканей и, соответственно, ростом температуры.

Выбор эффективных методов решения прикладных задач физики по сей день является актуальной проблемой. Численные методы становятся все более и более подходящим средством исследования задач со сложными геометриями и типами возбуждения полей, удовлетворяя при этом современным требованиям к решению прикладных задач с использованием вычислительных экспериментов. Среди требований, предъявляемых к современным методам, можно привести: универсальность метода и соответствующего ему вычислительного алгоритма (возможность решения задач со сложными геометриями и различными сложными возбуждениями), широкие пределы применимости метода, гибкость для решения широкого спектра задач, простота алгоритма, и, наконец, быстродействие. В некоторых случаях рациональным решением является комбинация нескольких методов, каждый из которых оптимален (с точки зрения либо точности, либо использования вычислительных ресурсов, либо уменьшения расчетного времени) в своей области применения.

В данной главе мы рассмотрим методы решения двух классов задач – электродинамической и задачи распространения тепла при переходе ЭМ энергии в тепло, в соответствии с этим глава разбита на две части. В каждой из них рассматриваются наиболее популярные существующие численные методы и модели, решающие задачи данных классов. Далее обосновывается выбор методов, используемых в диссертации, и эти методы описаны более подробно.

## **1.1 Моделирование электродинамической задачи**

### **1.1.1 Существующие численные методы решения электродинамических задач**

Исследованию задач рассеяния уделяется огромное внимание, что продиктовано интересами инженерной практики. Несмотря на большое количество и разнообразие численных методов решения современных ЭМ задач, ни один метод не может быть рассмотрен как универсальное средство, используемое во всех ситуациях. Каждый метод обладает своими определенными преимуществами перед другими методами, так же как и определенными недостатками. В последнее время большое внимание уделяется созданию мощных гибридных методов, позволяющих решать более широкие классы задач.

Существующие численные методы могут быть разделены на две большие группы по признаку принадлежности либо к методам, основанным на решении интегральных уравнений, либо на решении дифференциальных уравнений.

#### **Методы интегральных уравнений**

Целью методов интегральных уравнений является сведение решения задачи рассеяния к решению интегрального уравнения относительно неизвестных плотностей тока, возбужденных падающим полем. Это уравнение легко найти из совместного рассмотрения интегрального представления поля в граничащих средах и исходя из граничных условий. Затем интегральное уравнение сводится к системе линейных алгебраических уравнений, которое решается численно.

#### **Метод моментов (МоМ)**

Одним из широко распространенных и интенсивно используемых методов решения интегральных уравнений является метод моментов (ММ) [41]. Изначальное интегральное уравнение, которое может быть записано как в виде интегрального уравнения для электрического поля, так и в виде интегрального уравнения относительно магнитного поля сводится с помощью ММ к системе линейных алгебраических уравнений. Это производится путем разложения неизвестных функций источников по некоторым полным линейно независимым ортогональным базисам. Коэффициенты разложения определяются из граничных условий различными способами (например, методом коллокации). ММ является мощным и универсальным методом приложимым к различным задачам распространения и рассеяния волн, антенным задачам и т.д. Однако из-за наличия большого количества неизвестных (например, в случае электрически больших тел в трехмерном случае), и, как результат, необходимости обращения огромных матриц, метод зачастую бывает требователен к вычислительным ресурсам.

#### **Метод обобщенных мультиполей**

В методе обобщенных мультиполей неизвестные поля в каждой области аппроксимируются некоторым набором функций. Эти функции являются аналитическими решениями уравнения Максвелла для соответствующих однородных и линейных сред. Наиболее часто используются мультипольные представления решения (о чем можно догадаться из названия метода). Однако, возможно и использование других типов функций. К примеру, использование плоских волн, волноводных мод, и т.д. Эти функции не обладают сингулярностями в областях их применимости и на границах. Использование такого метода

сводит задачу, как правило, к решению переопределенной системы линейных алгебраических уравнений. Решениями этой системы являются коэффициенты разложения. Невязка граничных условий легко может быть вычислена из-за отсутствия сингулярности на границах.

### **Метод вспомогательных источников**

Метод вспомогательных источников (МВИ) по своей сути очень близок к Методу обобщенных мультиполей, т.к. поля в обоих случаях выражаются через решение уравнений Максвелла. Однако, в МВИ функции, по которым ведется разложение, являются фундаментальными решениями волновых уравнений и представляют собой систему неортогональных функций. Их выбор осуществляется на основе физического смысла задачи. Метод вспомогательных источников был разработан для решения широкого класса электродинамических задач. Более подробно этот метод будет рассмотрен ниже, поскольку он применяется в диссертации.

### **Дифференциальные методы**

В дифференциальных методах уравнения Максвелла или волновые уравнения решаются численно. Исследуемая область покрывается пространственной сеткой и записывается конечно-разностная схема для такой сетки. Удобство такого подхода заключается в простоте моделирования материальных параметров исследуемой системы.

### **Метод телеграфных уравнений (TML)**

В этом методе конечно-разностная схема задается с помощью системы телеграфных уравнений и анализируется распространение сигналов в этой системе. Обычно это делается в частотной области, но существует алгоритм, работающий и во временной области (TD-TLM) [42]. В трехмерном случае каждый узел разностной сетки представляет собой место пересечения трех телеграфных линий. Метод обладает определенными достоинствами, такими, как простота анализа распространяющихся волн и сред, обладающих переменными материальными параметрами. Однако, к недостаткам метода можно отнести то, что с его помощью трудно моделировать задачи, в которых естественными оказываются криволинейные координаты.

### **Метод конечных разностей во временной области (FDTD, КРВО)**

Это очень популярный метод и большинство исследователей обращается к нему для моделирования определенного класса задач. Особенно при необходимости описать переходные процессы.

Метод КРВО естественным образом вытекает из зависящих от времени уравнений Максвелла. После представления этих уравнений в дифференциальной форме, они решаются с помощью аппроксимаций конечными разностями. При этом осуществляется дискретизация неизвестных полей как в пространстве, так и во времени. Налагая пространственные граничные условия и задавая временные начальные значения, которые также дискретизируются с определенным весом, получают систему уравнений, решаемую относительно дискретных значений в пространстве временных шагов, соответствующих определенной последовательности. К достоинствам метода относится простота моделирования параметров среды, в том числе и нелинейных. Однако, использование метода к произвольным некоординатным поверхностям усложняет алгоритм. Кроме того,

необходимо прилагать специальные усилия для того чтобы ограничить область, в которой ведется расчет полей, моделируя распространения полей на бесконечность во избежание отражения от краев расчетной области. Для этого разрабатываются специальные методы типа идеально абсорбирующих граничных условий (ABC) или метода идеально согласованных слоев (PML). КРВО особенно эффективен для решения нестационарных задач. В последние годы значительно расширилось его применение к самым разнообразным задачам, в частности и к задаче изучения влияния ЭМ полей на живые организмы. Можно сказать, что в этой области это – самый применяемый метод, это хорошо видно из руководства стандарта IEEE 2005 [12]. Большинство результатов ЭМ расчетов в данной диссертации основывается на применении метода КРВО. Далее в этой главе об этом методе будет сказано подробнее.

## **Гибридные методы**

В последнее время огромные усилия прилагаются для создания различных гибридных методов, сочетающих достоинства различных подходов. По-видимому, именно на этом пути произойдет создание общих и гибких методов. Одна из подобных попыток была сделана в работе [38], в которой произведено комбинирование Метода вспомогательных источников и Метода моментов.

## **Обоснование выбора расчетных методов**

Класс электродинамических задач, поставленный в диссертации, достаточно широк, поэтому, для его решения оптимальным образом мы используем два вычислительных метода. Основной тип задачи – это решение задачи дифракции на неоднородных телах сложной формы (коим и является тело человека), зачастую нас могут интересовать и переходные процессы. Поэтому здесь абсолютно естественным является выбор метода КРВО. Помимо этого, как показано в главе IV, в случае, когда достаточно приблизительной оценки воздействия ЭМ поля на человека, можно рассмотреть однородную, либо частично однородную модель. Этот факт, а так же выбор МВИ для расчета полей приводит к тому, что за счет существенного сокращения требований к вычислительным ресурсам (при уменьшении времени расчета) становится возможным оценить воздействие полей на человека, помещенного в различные сценарии (например, в комнаты с различными параметрами). Так же свойства метода МВИ используются в главе II для проверки точности решений, полученных при помощи метода КРВО, а именно, проверяется их соответствие решениям, на которых проведена оценка удовлетворения граничным условиям при помощи Метода вспомогательных источников. Что же касается остальных глав и основных результатов, представленных в них, для решения ЭМ задачи всегда использовался Метод конечных разностей во временной области.

### 1.1.2 Метод Вспомогательных Источников

Допустим, что имеется идеальный проводник в области, ограниченной поверхностью  $S$  (Рис. 1.1). Для гармонического во времени падающего поля (под зависимостью от времени подразумевается зависимость в виде  $e^{-i\omega t}$ ) задача сводится к нахождению решения уравнения Гельмгольца:

$$\Delta U^s(\vec{r}) + k^2 U^s(\vec{r}) = 0, \quad (1.1)$$

которое удовлетворяет следующим граничным условиям:

$$W\{U^s(\vec{r}) - U^i(\vec{r})\} = 0, \quad M(\vec{r}) \in S \quad (1.2)$$

где  $U^i(\vec{r})$  и  $U^s(\vec{r})$  соответственно, падающее и рассеянное электромагнитные поля,  $W$  – оператор граничных условий, который зависит от свойств поверхности  $S$ . Согласно работе [39] для описания поля, рассеянного вышеуказанной поверхностью, внутри области  $D$ , ограниченной поверхностью  $S$ , располагается вспомогательная поверхность  $\sigma$ , на которой равномерно расположено множество точек  $\{\vec{r}_n\}_{n=1}^{\infty} \in \sigma$  (Рис. 1.1).

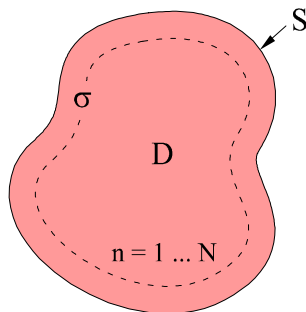


Рис. 1.1 Геометрия задачи дифракции на идеальном проводнике.

Скажем, что функции  $\{U(|\vec{r}_n - \vec{r}|)\}_{n=1}^{\infty}$  представляют собой фундаментальное решение уравнения Гельмгольца, при помощи которого описывается рассеянное поле. Их физический смысл – поле элементарных излучателей. Следующие функции, в двухмерном случае:

$$U(|\vec{r}_n - \vec{r}|) = H_0^{(1)}\left(k\sqrt{(x_n - x)^2 + (y_n - y)^2}\right) \quad (1.3)$$

в трехмерном случае:

$$U(|\vec{r}_n - \vec{r}|) = \frac{e^{ik|\vec{r}_n - \vec{r}|}}{|\vec{r}_n - \vec{r}|} \quad (1.4)$$

где  $|\vec{r}_n - \vec{r}| = \sqrt{(x_n - x)^2 + (y_n - y)^2 + (z_n - z)^2}$ ;  $M(x_n, y_n, z_n) \in \sigma$ ;  $\vec{r}$  – радиус вектор точки наблюдения,

$$M(\vec{r}) = M(x, y, z).$$

В работах [39]- [40] В. Купрадзе доказал, что система функций  $\{U(|\vec{r}_n - \vec{r}|)\}_{n=1}^{\infty}$  решений фундаментального уравнения Гельмгольца, которая описывает характеристики поля (электрического, магнитного, либо потенциал поля) на поверхности  $S$  представляет собой полную линейно независимую систему в пространстве функций  $L_2$  (пространство квадратично интегрируемых функций, определенное на  $S$ ).

Что означает, что для любой квадратно интегрируемой функции  $U^i(x, y, z)$ , определенной на поверхности  $S$  и для произвольного числа  $\varepsilon > 0$  существует такое  $N$ , и  $j_n$  коэффициенты, что:

$$\int_s \left| \sum_{n=1}^N j_n U(|\vec{r}_n - \vec{r}|) - U^i(x, y, z) \right|^2 ds < \varepsilon(N)$$

т.е. конечное число функций на поверхности  $S$  указанной системы может описать любую функцию, характеризующую рассеянное поле с заданной точностью. Решение же представляется в виде линейной комбинации данных функций с учетом соответственных коэффициентов:

$$\int_s \left| W \left[ \sum_{n=1}^N j_n U(|\vec{r}_n - \vec{r}|) - U^i(x, y, z) \right] \right|^2 ds < \varepsilon(N)$$

где  $\varepsilon(N)$  - заданная точность, которая вобщем зависима от количества точек, т.е. с данной точностью

$$U^i(x, y, z)|_S \approx \sum_{n=1}^N j_n U_n(|\vec{r}_n - \vec{r}|) \Big|_S \quad (1.5)$$

Тогда приближенное решение задачи с заданными граничными условиями:

$$\tilde{U}^s(x, y, z) = \sum_{n=1}^N j_n U(|\vec{r}_n - \vec{r}|) \quad (1.6)$$

Вне области D  $U^s(x, y, z)$  стремится к действительному решению при стремлении  $N \rightarrow \infty$ . Именно в этом заключается смысл предложенного В.Купрадзе Метода вспомогательных источников.

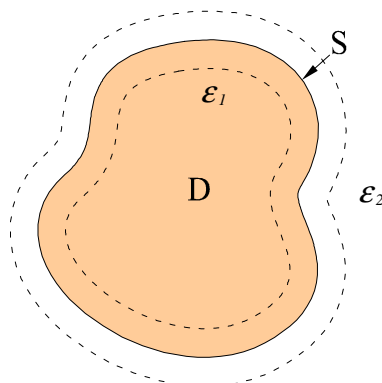


Рис. 1.2 Геометрия задачи дифракции на диэлектрике.

В случае рассеивания на диэлектрике, когда помимо внешнего рассеянного поля необходимо определить так же и внутреннее поле, необходимо выбрать две вспомогательные поверхности, внутреннюю и внешнюю (Рис. 1.2). Те вспомогательные источники, которые расположены внутри на вспомогательной поверхности, так же, как и в случае идеально проводящего тела, определяют поле вне тела, в то время как внешние вспомогательные источники определяют поле внутри диэлектрика. На каждой из этих поверхностей расположены  $N$  вспомогательных источников, векторные потенциалы которых представлены фундаментальными решениями уравнения Гельмгольца:  $U(k\sqrt{\varepsilon\mu}|\vec{r}_n - \vec{r}|)$ , где

$\varepsilon$  и  $\mu$  соответственно – диэлектрическая и магнитная

проницаемости,  $\vec{r}_n$  - радиус-вектор точки, где расположен источник, тогда как  $\vec{r}$  - радиус-вектор точки наблюдения. Неизвестные электрические и магнитные поля выражаются при помощи этих вспомогательных источников в виде суммы с неизвестными коэффициентами:

$$E(\vec{r}) = \hat{w}_e \left\{ \sum_{n=1}^N a_n U(k\sqrt{\varepsilon\mu}|\vec{r}_n - \vec{r}|) \right\} \quad (1.7)$$

$$H(\vec{r}) = \hat{w}_h \left\{ \sum_{n=1}^N a_n U(k\sqrt{\varepsilon\mu}|\vec{r}_n - \vec{r}|) \right\} \quad (1.8)$$

где  $\hat{w}_e$  и  $\hat{w}_h$  - операторы, используемые для определения электрического и магнитного полей, соответствующие значениям векторных потенциалов.

Если на рассеивающее тело падает  $U^{inc}(\vec{r})$  волна, граничные условия могут быть записаны следующим образом:

$$\left\{ \begin{array}{l} \hat{W}_e \left[ \sum_{n=1}^{\infty} a_n^{out} U(k\sqrt{\varepsilon_1\mu_1}|\vec{r}_n - \vec{r}|) - \sum_{n=1}^{\infty} a_n^{in} U(k\sqrt{\varepsilon_2\mu_2}|\vec{r}_n - \vec{r}|) \right] \Big|_S = E_{\tau}^{inc}(\vec{r}) \Big|_S \\ \hat{W}_h \left[ \sum_{n=1}^{\infty} a_n^{out} U(k\sqrt{\varepsilon_1\mu_1}|\vec{r}_n - \vec{r}|) - \sum_{n=1}^{\infty} a_n^{in} U(k\sqrt{\varepsilon_2\mu_2}|\vec{r}_n - \vec{r}|) \right] \Big|_S = H_{\tau}^{inc}(\vec{r}) \Big|_S \end{array} \right. \quad (1.9)$$

где  $\widehat{W}_e$  и  $\widehat{W}_h$  - операторы граничных условий,  $a_n^{in}$  и  $a_n^{out}$  - коэффициенты расположенных внутри и снаружи диэлектрика вспомогательных источников, в то время как  $E_\tau^{inc}(\vec{r})$  и  $H_\tau^{inc}(\vec{r})$  - тангенциальные составляющие падающего поля на поверхности  $S$ . Если на поверхности  $S$  выбрана точка колокации, в которой требуется выполнение граничных условий, то (1.9) представляет собой систему линейных уравнений относительно неизвестных коэффициентов. Решение этой системы определяет коэффициенты  $a_n^{in}$  и  $a_n^{out}$ , а неизвестное поле может быть вычислено при помощи формул (1.7) и (1.8). Так же, как и в предыдущем случае, в методе вспомогательных источников приближенное решение (1.7) и (1.8) стремится к истинному решению при увеличении количества как вспомогательных источников, так и точек колокации.

После выбора функций для представления поля необходимо выбрать метод оптимального выбора коэффициентов разложения. С этой целью было исследовано несколько методов: метод ортогонализации, метод наименьшего квадрата, метод коллокации, и т.д. Исследования показали, что для определения коэффициентов разложения наиболее оптимальным является метод коллокации, согласно которому выполнение граничных условий требуется на поверхности рассеивающего тела в конечном количестве точек коллокации.

В отличие от других методов метод коллокации дает возможность свести решение задачи к решению системы линейных алгебраических уравнений, которое требует минимального вычислительного времени, а так же позволяет решить задачи дифракции на телах практически любой формы.

В 3-х мерных задачах дифракции при применении для решения МВИ в качестве векторных потенциалов вспомогательных источников выбираются функции электромагнитных полей элементарных диполей, которые представляют фундаментальное решение уравнения Гельмгольца [43]:

$$\vec{E}(\vec{R}_n) = \frac{1}{4\pi\epsilon} e^{-i\omega t} \left\{ \frac{1}{R_n^3} (3\vec{R}_n^0(\vec{R}_n^0, \vec{p}) - \vec{p}) - \frac{ik}{R_n^2} (3\vec{R}_n^0(\vec{R}_n^0, \vec{p}) - \vec{p}) - \frac{k^2}{R_n} [\vec{R}_n^0[\vec{R}_n^0, \vec{p}]] \right\}$$

$$\vec{H}(\vec{R}_n) = -\frac{i\omega}{4\pi} e^{-i\omega t} \left( \frac{1}{R_n^2} - \frac{ik}{R_n} \right) [\vec{p}, \vec{R}_n^0], \quad \vec{R}_n^0 = grad(R_n)$$

где  $\vec{p}$  - дипольный момент элементарного диполя,  $\vec{R}_n$  - радиус-вектор до точки наблюдения за диполем.

Для определения индуцированных в результате падения на поверхность рассеивающего тела токов в общем граничные условия пишутся в  $N$  точках коллокации. В каждой точке условия напишутся по двум  $\vec{\tau}_u$  и  $\vec{\tau}_v$  тангенциальным направлениям, которые в данной точке

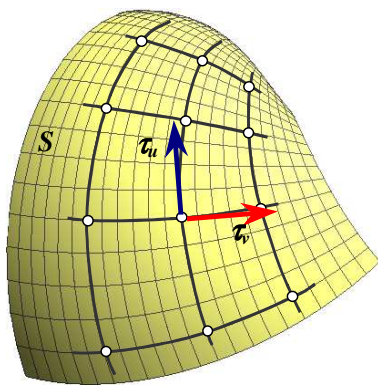


Рис. 1.3 Точки коллокации и тангенциальные векторы к поверхности

создают базисные пары (Рис. 1.3). Элементарные электрические диполи, расположенные на вспомогательных поверхностях параллельно направлениям  $\vec{\tau}_u$  и  $\vec{\tau}_v$ , являющимися касательными к поверхности тела, приложенными в точках коллокации, описывают составляющие токов, разложенных по направлениям  $\vec{\tau}_u$  и  $\vec{\tau}_v$ .

В свою очередь, если поверхность рассеивающего тела представляет поверхность идеального проводника, согласно алгоритму МВИ, внутри тела располагается вспомогательная поверхность, на которой соответственно точкам



коллокации  $\vec{r}_i$  ( $i=1\dots N$ ), расположена пара элементарных электрических диполей с дипольными моментами  $\vec{p}_u$  и  $\vec{p}_v$ . На тангенциальные составляющие  $\vec{\tau}_u$  и  $\vec{\tau}_v$  электрического поля граничные условия в точках коллокации накладываются следующие ограничения:

$$\begin{cases} \vec{E}^{out}(\vec{p}_u^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u + \vec{E}^{out}(\vec{p}_v^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u = -\vec{E}^{inc}(\vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u \\ \vec{E}^{out}(\vec{p}_u^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v + \vec{E}^{out}(\vec{p}_v^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v = -\vec{E}^{inc}(\vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v \end{cases}, \quad j, i = 1 \dots N, \quad (1.11)$$

где  $\vec{E}^{out}(\vec{p}_u^j, \vec{r}_i)$  и  $\vec{E}^{out}(\vec{p}_v^j, \vec{r}_i)$  - электрические поля, созданные в точке коллокации  $\vec{r}_i$  диполями  $\vec{p}_u^j$  и  $\vec{p}_v^j$ , в то время как  $\vec{E}^{inc}(\vec{r}_i)$  - значение падающего поля в точке  $\vec{r}_i$ . Система (1.11) представляет собой систему линейных алгебраических уравнений относительно неизвестных комплексных амплитуд вспомогательных источников размером  $2N \times 2N$ .

Если поверхность рассеивающего тела представляет собой границу раздела двух диэлектриков, согласно алгоритму МВИ располагаем вспомогательные поверхности как внутри, так и вне тела. Для тангенциальных составляющих  $\vec{\tau}_u$  и  $\vec{\tau}_v$  электрического и магнитного полей граничные условия в точках коллокации накладываются следующие ограничения:

$$\begin{cases} \vec{E}^{in}(\vec{p}_{u_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u + \vec{E}^{in}(\vec{p}_{v_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u - \vec{E}^{out}(\vec{p}_{u_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u - \vec{E}^{out}(\vec{p}_{v_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u = \vec{E}^{inc}(\vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u \\ \vec{E}^{in}(\vec{p}_{u_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v + \vec{E}^{in}(\vec{p}_{v_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v - \vec{E}^{out}(\vec{p}_{u_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v - \vec{E}^{out}(\vec{p}_{v_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v = \vec{E}^{inc}(\vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v \\ \vec{H}^{in}(\vec{p}_{u_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v + \vec{H}^{in}(\vec{p}_{v_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v - \vec{H}^{out}(\vec{p}_{u_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v - \vec{H}^{out}(\vec{p}_{v_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v = \vec{H}^{inc}(\vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_v \\ \vec{H}^{in}(\vec{p}_{u_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u + \vec{H}^{in}(\vec{p}_{v_{out}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u - \vec{H}^{out}(\vec{p}_{u_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u - \vec{H}^{out}(\vec{p}_{v_{in}}^j, \vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u = \vec{H}^{inc}(\vec{r}_i) \cdot \vec{\tau}_u \end{cases}, \quad j, i = 1 \dots N, \quad (1.12)$$

где  $\vec{E}^{in}(\vec{p}_{u_{out}}^j, \vec{r}_i)$ ,  $\vec{H}^{in}(\vec{p}_{u_{out}}^j, \vec{r}_i)$  и  $\vec{E}^{in}(\vec{p}_{v_{out}}^j, \vec{r}_i)$ ,  $\vec{H}^{in}(\vec{p}_{v_{out}}^j, \vec{r}_i)$  - электрические и магнитные поля внутри тела, созданные источниками, расположенными на внешней вспомогательной поверхности, в то время как  $\vec{E}^{out}(\vec{p}_{u_{in}}^j, \vec{r}_i)$ ,  $\vec{H}^{out}(\vec{p}_{u_{in}}^j, \vec{r}_i)$  и  $\vec{E}^{out}(\vec{p}_{v_{in}}^j, \vec{r}_i)$ ,  $\vec{H}^{out}(\vec{p}_{v_{in}}^j, \vec{r}_i)$  - поля вне тела, созданные источниками, расположенными на внутренней вспомогательной поверхности. Система (1.12) представляет собой систему линейных алгебраических уравнений относительно неизвестных комплексных амплитуд вспомогательных источников размером  $4N \times 4N$ .

Таким образом, задача свелась к решению систем линейных алгебраических уравнений (1.11) либо (1.12). Соответственно, дифракционное поле внутри заданной области пространства определяется вспомогательными источниками, расположенными на поверхности вне данной области.

В главе II Метод вспомогательных источников используется для контроля удовлетворения граничным условиям решений, полученных при помощи КРВО. Помимо этого, Метод вспомогательных источников используется в главе IV при решении задачи определения поля и последующего определения SAR в случае однородной модели человека. Возможность замены, точнее, степень применения однородной модели так же

рассматривается в этой главе. Однородная модель используется для оценки воздействия ЭМ полей на человека, находящегося в различных сценариях, например, в комнате.

### 1.1.3 Метод конечных разностей во временной области для уравнений Максвелла

Метод Конечных Разностей во Временной Области (КРВО) представляет собой дискретизацию уравнений Максвелла при помощи метода центральных разностей. Задача состоит в дискретизации уравнений (1.1) для последующего применения их в компьютерном моделировании. Рассмотрим уравнения Максвелла:

$$\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} = -\vec{\nabla} \times \vec{E} - \vec{M}; \quad \vec{\nabla} \cdot \vec{D} = 0 \quad (1.13)$$

$$\frac{\partial \vec{D}}{\partial t} = \vec{\nabla} \times \vec{H} - \vec{J}; \quad \vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0$$

где  $\vec{D} = \epsilon \vec{E}$  и  $\vec{B} = \mu \vec{H}$ ;  $\epsilon$  и  $\mu$  - диэлектрическая и магнитная проницаемости, которые представлены следующим образом:  $\epsilon = \epsilon_r \epsilon_0$  и  $\mu = \mu_r \mu_0$ , где  $\epsilon_r$  и  $\mu_r$  - относительные, в то время как  $\epsilon_0$  и  $\mu_0$  - значения, соответствующие свободному пространству ( $8,854 * 10^{-12}$  Ф/м и  $4\pi * 10^{-7}$  Гн/м соответственно).  $\vec{J} = \vec{J}_s + \sigma \vec{E}$  и  $\vec{M} = \vec{M}_s + \sigma^* \vec{H}$ , где  $\vec{J}_s$  и  $\vec{M}_s$  - внешние источники,  $\sigma$  и  $\sigma^*$  - электропроводность (1/(Ом\*м)) и магнитные потери - (Ом/м). Если внести эти формулы в (1.13) и переписать их в интегральной форме, получится:

$$\oint_{c'} \vec{E} d\vec{l} = -\frac{\partial}{\partial t} \oint_{s'} \vec{B} d\vec{s} - \oint_{s'} (\vec{M}_s + \sigma^* \vec{H}) d\vec{s} \quad (1.14)$$

$$\oint_{c'} \vec{H} d\vec{l} = \frac{\partial}{\partial t} \oint_{s'} \vec{D} d\vec{s} + \oint_{s'} (\vec{J}_s + \sigma \vec{E}) d\vec{s} \quad (1.15)$$

т.е. имеем соответственно законы Фарадея и Ампера. Дискретизация данных интегральных уравнений по заданной пространственно-временной сетке дает возможность решить уравнения Максвелла при заданных источниках и физических параметрах. Идея алгоритма КРВО состоит в дискретизации (1.14-1.15). Для каждой клетки обновление компоненты поля  $E_z$  происходит посредством значений соседних компонентов  $\vec{B}$ , взятых на предыдущем шаге, и соответствующих компонентах  $\vec{E}$ , взятых на следующем шаге. Далее увеличивается время на половину временного шага, и происходит вычисления  $\vec{B}$  компонент поля аналогичным образом.

Внесем обозначения:  $i, j, k$  - являются пространственными ( $x, y, z$ ) индексами,  $n$  - временным индексом,  $N_x, N_y, N_z$  - количество узлов пространственной сетки.

$$\begin{aligned} \Delta x_i &= x_{i+1} - x_i; & i &= 1, N_x - 1; \\ \Delta y_i &= y_{i+1} - y_i; & i &= 1, N_y - 1; \\ \Delta z_i &= z_{i+1} - z_i; & i &= 1, N_z - 1; \end{aligned} \quad (1.16)$$

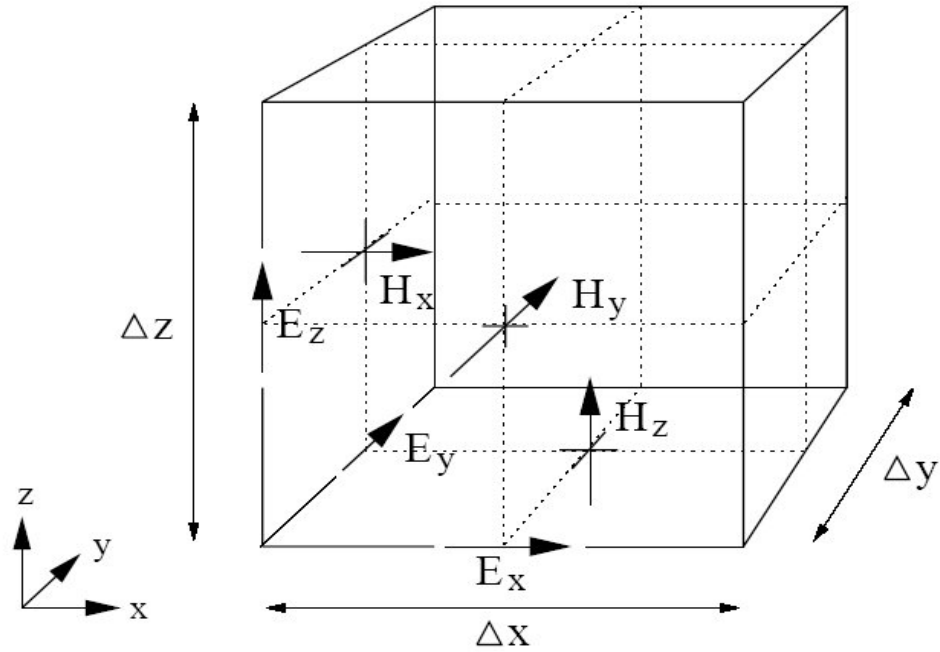


Рис. 1.4 Расчетная ячейка

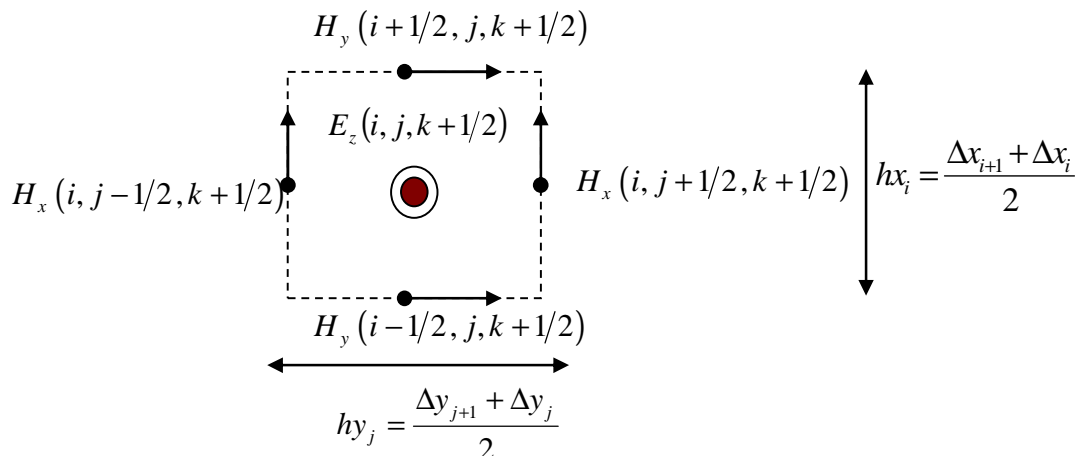
координаты центров ячеек будут:

$$x_{i+1/2} = x_i + \Delta x_i / 2; \quad y_{j+1/2} = y_j + \Delta y_j / 2; \quad z_{k+1/2} = z_k + \Delta z_k / 2; \quad (1.17)$$

расстояние между центрами:

$$\Delta h_i = (\Delta x_i + \Delta x_{i-1}) / 2; \quad \Delta h_j = (\Delta y_j + \Delta y_{j-1}) / 2; \quad \Delta h_k = (\Delta z_k + \Delta z_{k-1}) / 2; \quad (1.18)$$

Компоненты поля  $E$  заданы в центрах граней клеток (Рис. 1.4), в то время как компоненты  $B$  заданы в серединах ребер. Тогда для данных ячеек дискретизация уравнений (1.14-1.15) дает следующую схему для компонент  $E$  и  $B$ :



$$\left( H_y \left( i + \frac{1}{2}, j, k + \frac{1}{2} \right) - H_y \left( i - \frac{1}{2}, j, k + \frac{1}{2} \right) \right) \cdot hy_j + \left( H_x \left( i, j - \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right) - H_x \left( i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right) \right) \cdot hx_i = \quad (1.19)$$

$$\left( \varepsilon_{i,j,k+\frac{1}{2}} \cdot \left[ \frac{E_z^{n+1} \left( i, j, k + \frac{1}{2} \right) - E_z^n \left( i, j, k + \frac{1}{2} \right)}{\Delta t} \right] + \sigma_{i,j,k+\frac{1}{2}} \cdot \left[ \frac{E_z^{n+1} \left( i, j, k + \frac{1}{2} \right) + E_z^n \left( i, j, k + \frac{1}{2} \right)}{2} \right] \right) \cdot hx_i \cdot hy_j$$

Отсюда для  $E_z^{n+1}$  будем иметь:

$$E_z^{n+1} \left( i, j, k + \frac{1}{2} \right) = \left( \frac{2\varepsilon_{i,j,k+\frac{1}{2}} - \sigma_{i,j,k+\frac{1}{2}} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k+\frac{1}{2}} + \sigma_{i,j,k+\frac{1}{2}} \Delta t} \right) \cdot E_z^n \left( i, j, k + \frac{1}{2} \right) + \left( \frac{2\Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k+\frac{1}{2}} + \sigma_{i,j,k+\frac{1}{2}} \Delta t} \right) \cdot \quad (1.20)$$

$$\left[ \frac{1}{hx_i} \left( H_y \left( i + \frac{1}{2}, j, k + \frac{1}{2} \right) - H_y \left( i - \frac{1}{2}, j, k + \frac{1}{2} \right) \right) + \frac{1}{hy_j} \left( H_x \left( i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right) - H_x \left( i, j - \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right) \right) \right]$$

Для остальных компонент можно получить аналогичные выражения. Програма дает возможность использовать пространственные шаги двух типов: однородный и адаптивный. Материальные параметры заданы в узлах ячейки, и зависят от индексов ячейки  $(i, j, k)$ , что дает возможность задавать неоднородные объекты. Временной шаг (при заданном пространственном шаге) задается посредством правила Куранта:

$\Delta t \leq \frac{\delta}{c\sqrt{3}}$ , где  $\delta$  - минимальный пространственный шаг сетки. Подробно метод КРВО описан в [33].

## 2.1 Моделирование задачи распространения тепла в живых организмах

Моделирование уравнения распространения тепла в живых организмах (биотепла) (1.21) с граничными условиями (1.22) аналогично моделированию уравнений Максвелла.

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \bar{\nabla} K \bar{\nabla} T + \rho SAR + A_0 - B(T - T_b) \quad (1.21)$$

где  $T$  – температура в точке,  $T_b$  – температура крови, (в данном приближении считается постоянной по длине всех артерий),  $k$  – коэффициент теплопроводности вещества,  $C_p$  – удельная теплоемкость,  $B$  – коэффициент перфузии крови,  $A_0$  – коэффициент метаболизма. Левая часть уравнения 3 в совокупности с первым членом уравнения, стоящим по правую сторону, представляют собой обычное уравнение теплопроводности. Последующие члены являются источниками тепла. В частности, последующий член представляет поглощенную ЭМ энергию, преобразованную в тепло, и вносящую свой вклад в повышение температуры. Следующая величина обусловлена переносом тепла при помощи крови, в данном приближении полагается, что кровь имеет постоянную температуру, и выравнивает температуру в тканях в зависимости от своей температуры. И, наконец, последний член уравнения 3 представляет собой вклад метаболизма (обмена веществ, химических процессов, в результате которых организм из питательных веществ получает необходимую для жизнедеятельности энергию) в изменение температуры крови, в данном приближении коэффициент метаболизма считается постоянным.

Уравнение 1.21 является вариацией уравнения биотепла [44]. Это уравнение является простейшим из класса уравнений, используемых для описания распространения тепла в живых организмах. В частности, здесь делаются предположения о постоянстве температуры крови. На самом же деле, как в [45], а так же в некоторых других современных работах [46], [47], для некоторых задач, например, если необходимо рассмотреть отдельно глаз, и изменение его температуры под действием поглощения ЭМ энергии и преобразования его в тепло, необходимо учесть отток тепла за счет капилляров. В нашей лаборатории тоже есть некоторые успехи в направлении восстановления кровеносной системы и моделирования теплопереноса посредством учета капилляров [48], [49]. Помимо этого коэффициент метаболизма тоже не является постоянным в зависимости от температуры. Тем не менее, если основной задачей является оценка воздействия ЭМ поля на живые организмы с учетом тепловых эффектов в целом, на весь организм, а не на отдельные органы, то приближение, описанное при помощи формулы 1.21, является вполне приемлемым.

В качестве граничного условия на границе раздела тела и воздуха используется конвекционное условие:

$$K \frac{\partial T}{\partial n} = -h(T - T_a) \quad (1.22)$$

Для моделирования уравнения биотепла используется та же пространственная сетка, что использовалась в моделировании уравнений Максвелла, вещества находятся в центрах ячеек. Записываем уравнение теплового баланса:

$$\int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iiint_V \rho \cdot C \frac{\partial T}{\partial t} dV = - \int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iint_S \vec{G} d\vec{s} + \int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iiint_V \rho \cdot SAR dV + \int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iiint_V A_0 dV$$
(1.23)

$$- \int_{t_n}^{t_{n+1}} dt \iiint_V B \cdot (T - T_b) dV$$

где  $V$  - объем элементарной ячейки,  $S$  - поверхность, а  $\vec{G} = -K\vec{\nabla}T$  - тепловой поток через поверхность данной ячейки. На языке потоков (1.21-1.22) моделирование уравнений более удобно для моделирования различных граничных условий. Например, учет условия (1.22) означает наложение ограничений на поток  $\vec{G}$ . Поскольку сетка ортогональна, это означает, что на ребрах только одна компонента  $G_x, G_y, G_z$  в соответствии с ребрами  $x, y, z$ .

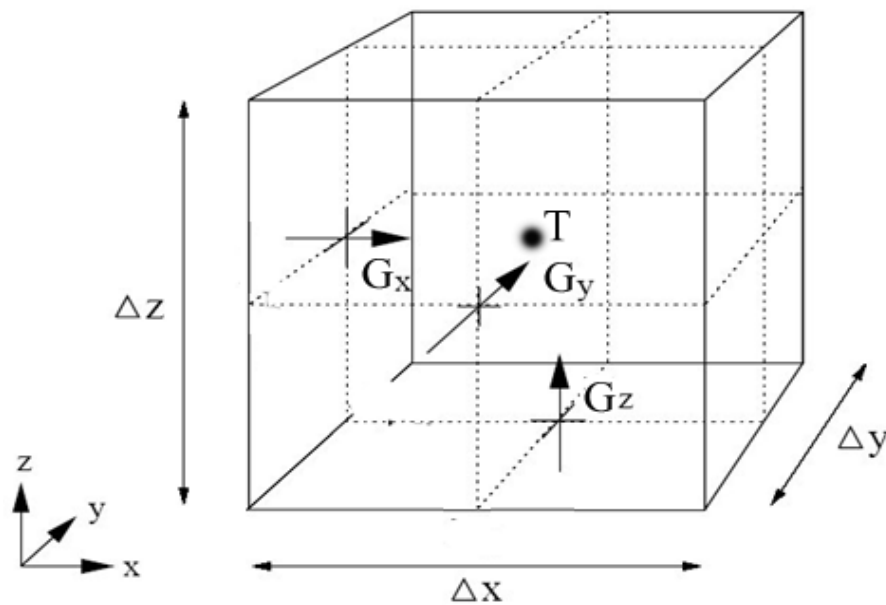


Рис. 1.5 Элементарная расчетная ячейка для уравнения распространения тепла

Дискретизация (1.21) в конце концов дает

$$\begin{aligned}
T_{i+1/2,j+1/2,k+1/2}^{n+1} &= T_{i+1/2,j+1/2,k+1/2}^n + (G_{x,i,j,k}^n - G_{x,i+1,j,k}^n) \frac{\Delta t}{C_{i+1/2,j+1/2,k+1/2} \rho_{i+1/2,j+1/2,k+1/2}} \\
&+ (x \rightarrow y \ \& \ x \rightarrow z \ \text{terms}) \\
&- \frac{\Delta t}{C_{i+1/2,j+1/2,k+1/2} \rho_{i+1/2,j+1/2,k+1/2}} B_{i+1/2,j+1/2,k+1/2} (T_{i+1/2,j+1/2,k+1/2}^n - T_b) \\
&+ \frac{\Delta t}{C_{i+1/2,j+1/2,k+1/2} \rho_{i+1/2,j+1/2,k+1/2}} (\rho_{i+1/2,j+1/2,k+1/2} \cdot SAR_{i+1/2,j+1/2,k+1/2} + A_{0,i+1/2,j+1/2,k+1/2}) \\
\text{где } G_{x,i,j,k}^n &= - \frac{k_{i-1,j,k} k_{i,j,k}}{(k_{i,j,k} + k_{i-1,j,k})} \cdot \frac{T_{i+1/2,j+1/2,k+1/2}^n - T_{i-1/2,j+1/2,k+1/2}^n}{\Delta h_{x,i-1}}
\end{aligned} \tag{1.24}$$

в случае конвекционного граничного условия соответствующая формула потока меняется на дискретизацию (1.22). В формуле (1.24) при помощи изменения коэффициентов можно легко моделировать различные граничные условия (конвекцию, постоянную температуру, адиабатическое граничное условие).



## Заключение к главе

В данной главе представлена методология моделирования задач, рассматриваемых в диссертации. В первой части главы проводится обзор и классификация различных электродинамических методов. Обосновывается, почему были выбраны два определенных метода для решения поставленных задач. В случае тел с однородной и частично однородной геометрией для решения электродинамической задачи оптимальным является Метод вспомогательных источников, в то время как для исследования неоднородных моделей в случае нестационарных по времени процессов наиболее подходящим является КРВО. Можно сказать, что в области исследования влияния ЭМ полей на живые организмы Метод конечных разностей во временной области – самый применяемый. Это хорошо видно из руководства стандарта IEEE 2005 [12]. Большинство результатов ЭМ расчетов в данной диссертации основывается на применении метода КРВО. В некоторых случаях достаточна оценка полей. Как показано в главе IV, в случае, когда достаточно приблизительной оценки воздействия ЭМ поля на человека, рассматривается однородная, либо частично однородная модель. В качестве дополнительного аргумента в пользу подобной замены выступает то, что реальные эксперименты производятся на однородных моделях. Этот факт, а так же выбор Метода вспомогательных источников для расчета полей приводят к тому, что за счет существенного сокращения требований к вычислительным ресурсам (при уменьшении времени расчета) становится возможным оценить воздействие полей на человека, помещенного в различные сценарии облучения. Так же свойства метода МВИ используются в главе II для проверки точности решений, полученных при помощи метода КРВО. Проверяется их соответствие решениям, на которых проведен анализ удовлетворения граничным условиям при помощи Метода вспомогательных источников.

Следующим шагом после расчета полей является переход к определению различных усредненных величин SAR. Эта характеристика на сегодняшний день является основной величиной, на которую налагаются ограничения в современных стандартах безопасности. Все эти вопросы подробно будут рассмотрены в главе III.

Во второй части данной главы рассмотрено уравнение, описывающее распространение тепла в живых организмах, а так же его дискретизация в конечноразностном виде. Рассмотрены пределы применимости и уточнения уравнения биотепла. В частности, показывается, что согласно современным работам, существуют некоторые уточненные виды уравнения, которые учитывают теплоперенос посредством кровеносной системы. Несмотря на это, для изучения тепловых эффектов, имеющих место в организме человека в целом (без рассмотрения отдельных органов, в частности, глаза) при поглощении ЭМ энергии, такой подход является вполне приемлемым.

## Глава II

### Контроль точности решения электродинамической задачи посредством метода вспомогательных источников

В данной главе рассматривается вопрос контроля качества решения электродинамической задачи с точки зрения удовлетворения ее граничным условиям. Как было сказано в главе I, на сегодняшний день вычислительный метод КРВО является оптимальным, когда дело касается расчетов на сложных неоднородных моделях при нестационарных процессах, т.е. таких задач, с которыми в основном приходится встречаться при изучении влияния ЭМ полей на живые организмы. Когда же дело касается упрощенных однородных, либо частично однородных задач (например, несколько вложенных друг в друга однородных объектов), то оптимальным с точки зрения использования расчетных ресурсов и минимизации расчетного времени можно считать МВИ. Кроме того у этого метода есть возможность контролировать удовлетворение граничных условий, что является единственным по-настоящему физическим, не зависящим от ограничений, накладываемых вычислительными методами, фактором. Проверкой правильности решения, полученного при использовании КРВО, является проверка сходимости: решается ряд задач с разной дискретизацией, и определяется тот размер ячеек, при последующем уменьшении размера которых решение значительно не меняется. В таком случае говорят, что сходимость достигнута. Такая проверка показывает, к чему сходится решение при использовании именно этого метода при конкретной расчетной схеме и других фиксированных параметрах. Но такая проверка не имеет ничего общего с проверкой удовлетворения граничных условий.

Эта глава является продолжением идеи, изложенной автором диссертации в статье [34]. В основе метода, предложенного в данной статье, лежит сравнение решений одинаковых однородных задач обоими методами. В начале изучается сходимость решения,



Рис. 2.1 Схема, представляющая идею, изложенную в статье [34]

полученного при помощи КРВО посредством улучшения дискретизации. Тем самым появляется возможность определить, какой дискретизации достаточно, чтобы КРВО решение сходилось, и значения не отличались бы при улучшении дискретизации друг от друга более чем на заранее заданный процент. Следующим шагом является анализ решения, полученного посредством МВИ, изучение удовлетворения граничных условий в точках коллокации.

Сравнив значение невязки в процентах (отличия от реальных значений в точках коллокации) с информацией, полученной при анализе сходимости, можно разработать рекомендации относительно значения конечноразностной дискретизации, которое достаточно для реалистичного решения задачи. Эта идея в схематической форме представлена на Рис. 2.1.

В данной главе приводятся доводы, в некоторых моментах дополняющие подход, представленный в [34]. В частности, предложены более точные способы оценки соответствий решений, полученных при использовании двух различных методов. В статье в качестве рассматриваемых параметров было выбрано значение поля. В данной главе же рассматриваются усредненные значения SAR. Дело в том, что из-за прямоугольного строения расчетной сетки, и, соответственно, дискретного “ступенчатого” представления геометрии (staircasing), значения поля, и, соответственно, точечного SAR, на границе раздела сред с разными материальными характеристиками могут быть прерывными, и могут существенно меняться в зависимости от окружающих материалов. Этот эффект может усиливаться при улучшении дискретизации, т.е., соответственно, при уменьшении размера ячеек. Чем меньше ячейка, тем больше значение поля может в ней отличаться на границе раздела сред. При усреднении SAR (алгоритм усреднения описан в следующей главе) этот эффект размывается. Так же в статье для сравнения соответствия между результатами были использованы максимальные значения. В данной главе для анализа предлагается среднестатистическое отклонение по всему распределению SAR внутри исследуемого объекта. Несомненно, это дает более полную картину объемного соответствия двух множеств, что позволяет существенно качественнее оценить, насколько близки два решения одной и той же задачи, полученные двумя разными способами, и, тем самым, проверить, насколько хорошо удовлетворяются граничные условия в решении, полученном при помощи метода конечных разностей.



Рис. 2.2 Распространение идеи на анализ конкретного решения с точки зрения удовлетворения граничным условиям

Помимо разработки рекомендаций относительно необходимой дискретизации можно расширить применение подхода, описанного в [34] и использовать его для анализа того, насколько посчитанное решение при фиксированной дискретизации удовлетворяет граничным условиям (см. Рис. 2.2).

## 2.1 Проверка сходимости конечноразностной схемы

Информация о сходимости КРВО схемы сама по себе не дает возможность оценить точность расчетов. Скорее она показывает, к какому значению будет стремиться изучаемая величина при улучшении дискретизации. Основной мотивацией этой части исследования как раз и является проверить при помощи метода МВИ, который, как сказано выше, в силу своих особенностей, имеет возможность проверять удовлетворение граничных условий, проверить, насколько физичны с этой точки зрения результаты, полученные при помощи метода КРВО.

В данном параграфе рассмотрен вопрос воздействия на точность результатов КРВО различных параметров. В частности, во-первых, будет изучен критерий сходимости, связанный с достижением устойчивого состояния. Сходимость проверяется в некоторых заранее заданных точках на сетке, в которых проводится мониторинг значений энергии. В случае гармоничного по времени процесса сходимость оценивается посредством оценки насыщения максимумов полной энергии в упомянутых выше заданных заранее точках. Если два последующих максимума не отличаются друг от друга более чем на заданную заранее точность, считается, что система пришла в равновесие. Для импульса сходимость проверяется наблюдением за остаточной энергией. Если эта величина меньше заранее заданной, считается, что сходимость достигнута. В наших исследованиях сходимость в этом смысле была 1%.

Следующий параметр, влияющий на точность решения – количество ячеек на длину волны ( $N_\lambda$ ). В этом параграфе основное внимание уделяется зависимости сходимости решения от этого параметра.

В статье задача была поставлена следующим образом: сфера радиусом 25 см с материальными характеристиками, близкими к характеристикам ткани мускула на 200МГц ( $\epsilon=47$ ,  $\sigma=2.2$  См/м<sup>2</sup>,  $\rho=1070$  кг/м<sup>3</sup>) облучается плоской волной на частоте 200МГц. Сходимость конечноразностной схемы изучается при такой дискретизации, когда  $N_\lambda$  выбирается пределах от 10 до 42 с шагом 2. Для моделирования бесконечности применяется

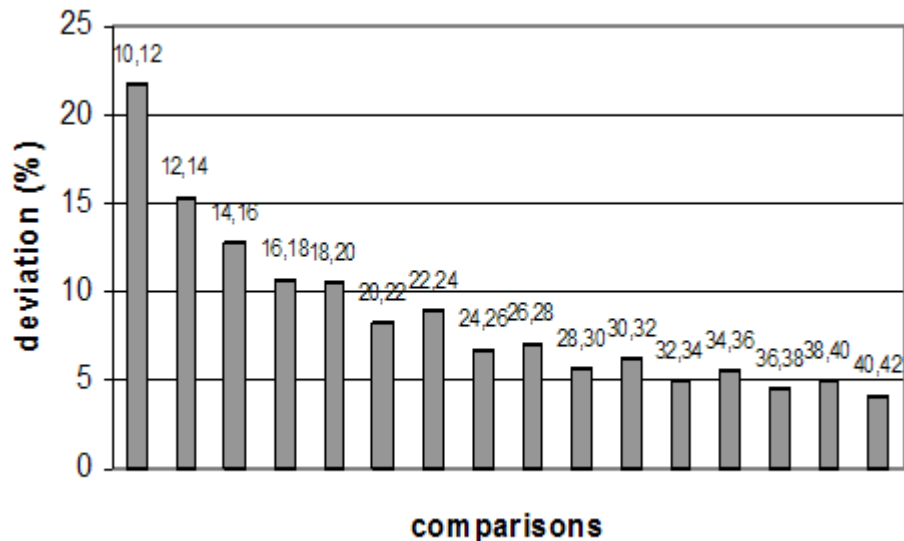


Рис. 2.3 Отклонение максимальных значений компонент  $E_z$  поля (в %) при улучшении дискретизации сетки

граничное условие согласованных слоев (Uniaxial Perfectly Matched Layer (UPML)) толщиной в 10 слоев. При всех соответствующих решениях рассчитано отклонение значения поля по отношению к результатам с лучшей дискретизацией. Результат показан на Рис. 2.3. Как

может быть замечено, при улучшении дискретизации на используемой прямоугольной схеме наблюдается сходимость.

В данной работе в качестве более надежного параметра предлагаются усредненные значения SAR. Как сказано выше, в силу использования прямоугольной расчетной сетки, и, как следствие, дискретного “ступенчатого” представления геометрии, значения поля, и, соответственно, точечного SAR, на границе раздела сред с разными материальными характеристиками могут быть прерывными, и могут существенно меняться в зависимости от окружающих материалов. Это можно легко увидеть, если сравнить распределения, полученные при помощи КРВО и МВИ (см. Рис. 2.4). Как видно, на границе раздела материалов в случае решения, полученного методом конечных разностей во временной области, имеются ячейки с более высокими значениями, чем в соседних ячейках.

Этот эффект может усиливаться при улучшении дискретизации, т.е., соответственно, при уменьшении размера ячеек. Чем меньше ячейка, тем больше значение поля может в качестве флуктуации быть в ней и отличаться на границе раздела сред от значения соседних ячеек.

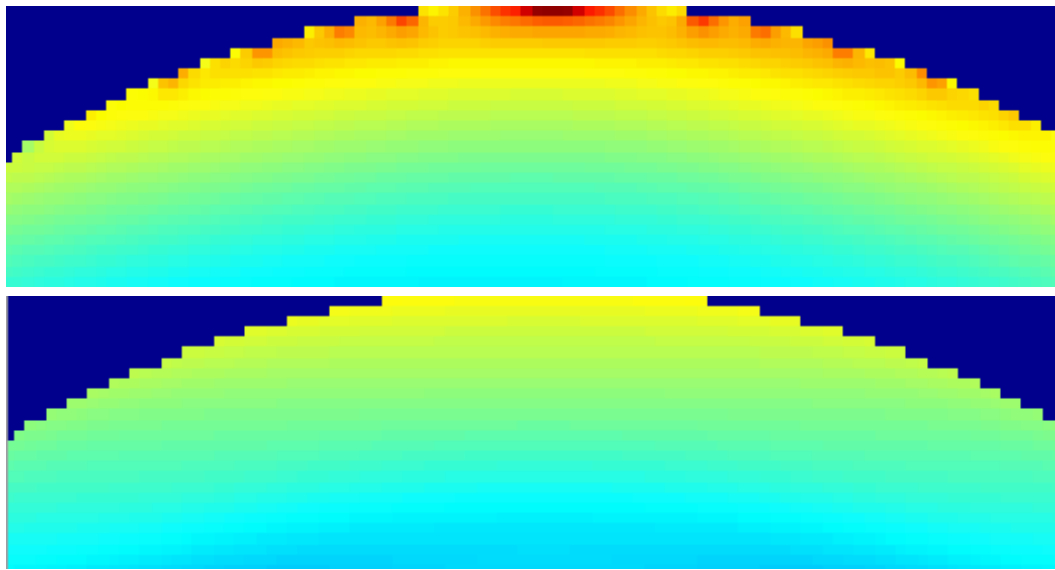


Рис. 2.4 Сравнение распределения точечного SAR, посчитанного при помощи КРВО (вверху) и МВИ (внизу)

При усреднении SAR этот эффект размывается и становится менее заметным. Это наглядно можно увидеть на Рис. 2.5, где представлено распределение SAR, полученное при помощи КРВО.

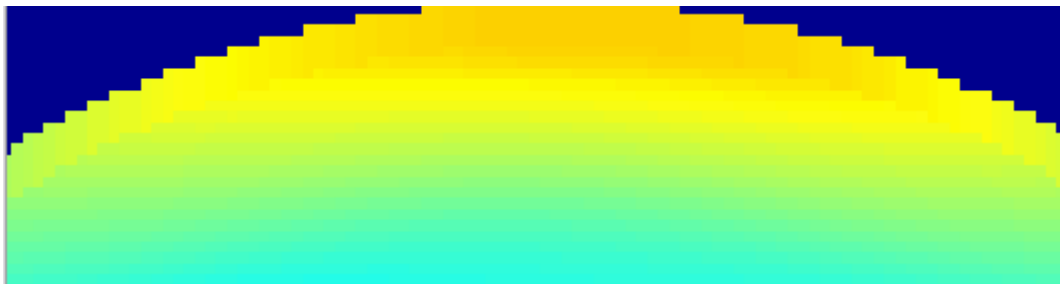


Рис. 2.5 Сравнение 1г SAR, посчитанного при помощи КРВО

На Рис. 2.6 представлена зависимость максимальных значений точечного, 1г и 10г величин SAR от величины  $N_\lambda$ . В данном случае сфера радиусом 10 см с материальными характеристиками, совпадающими с характеристиками ткани мускула на 900МГц ( $\epsilon=55.03$ ,  $\sigma=0.94$  См/м<sup>2</sup>,  $\rho=1040$  кг/м<sup>3</sup>) облучается плоской волной на частоте 900МГц. Как видно, для всех трех случаев решения сходятся, но, чем на большую массу происходит усреднение, тем сходимость достигается быстрее. Это легко понять, принимая во внимание приведенные выше доводы, связанные с усреднением SAR, и, соответственно, с “размазыванием” локальных значений по объемам соответственных масс.

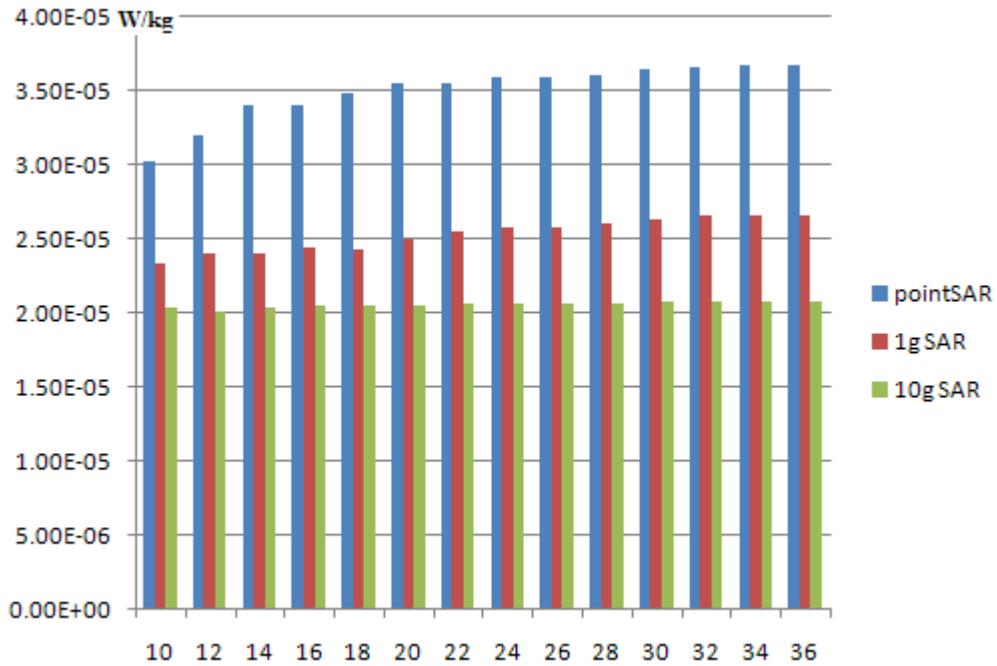


Рис. 2.6 Максимальные значения точечного, 1г и 10г SAR в зависимости от дискретизации конечноразностной схемы. По оси абсцисс отложено значение  $N_\lambda$

На Рис. 2.7 представлены результаты, аналогичные результатам на Рис. 2.3. Здесь вместо максимальных значений поля рассмотрена зависимость максимальных значений точечного, 1г и 10г величин SAR от величины  $N_\lambda$ . Как видно, начиная с 16 ячеек на длину волны, значения отклонений всех трех величин меньше 3%. В случае же сравнений максимальных значений поля (Рис. 2.3) для 16 ячеек на длину волны разница между величинами поля колебалась между 10% и 15%.

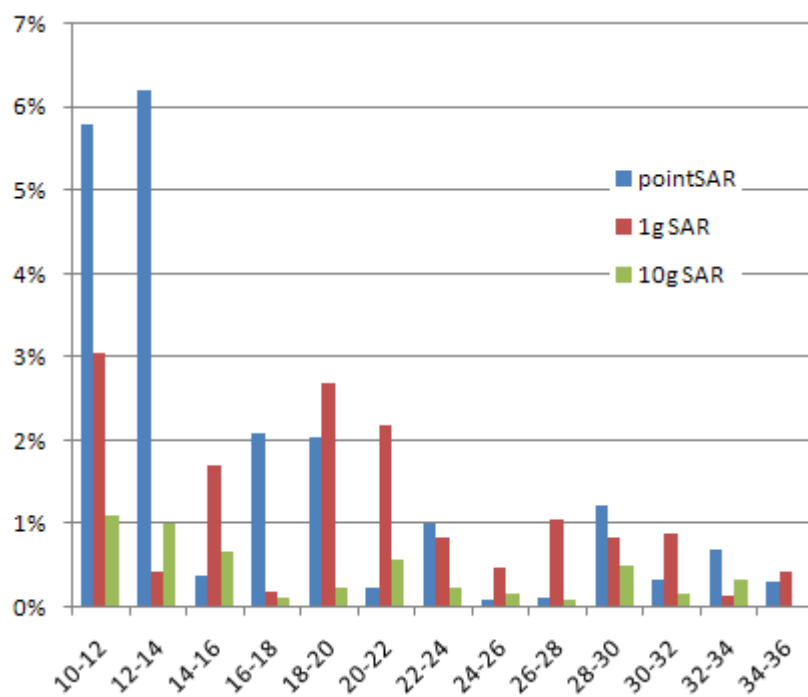


Рис. 2.7 Отклонение максимальных значений точечного, 1г и 10г значений SAR (в %) при улучшении дискретизации сетки

## 2.2 Сравнительный анализ результатов, полученных двумя способами

Как было сказано выше, Метод вспомогательных источников имеет возможность контролировать удовлетворение решением граничных условий. Помимо этого, как видно из анализа распределений, представленных на Рис. 2.4, он дает наиболее физичный результат по сравнению с Методом конечных разностей во временной области. К сожалению, использовать его на задачах, где модели существенно неоднородные, не представляется возможным, область его применения – однородные и частично-однородные задачи. Тем не менее, его можно успешно использовать в области его оптимального применения, при сверке результатов, анализе решений, полученных при помощи других вычислительных методов, в нахождении их слабых мест, для разработки рекомендаций для неоднородных задач, а так же в качестве критерия оценки уже полученных решений.

Чтобы продемонстрировать подход, в статье [34] решена следующая задача: однородная САПР модель человека (эта модель впоследствии используется в главе IV), заполненная материалом мускула ( $\epsilon=55.03$ ,  $\sigma=0.94$  См/м<sup>2</sup>,  $\rho=1040$  кг/м<sup>3</sup>), облучается плоской волной на частоте 900МГц (E-поляризация). Для дискретизации берется 16 ячеек на длину волны. Полученные распределения  $E_z$  компоненты поля и SAR показаны на Рис. 2.8.

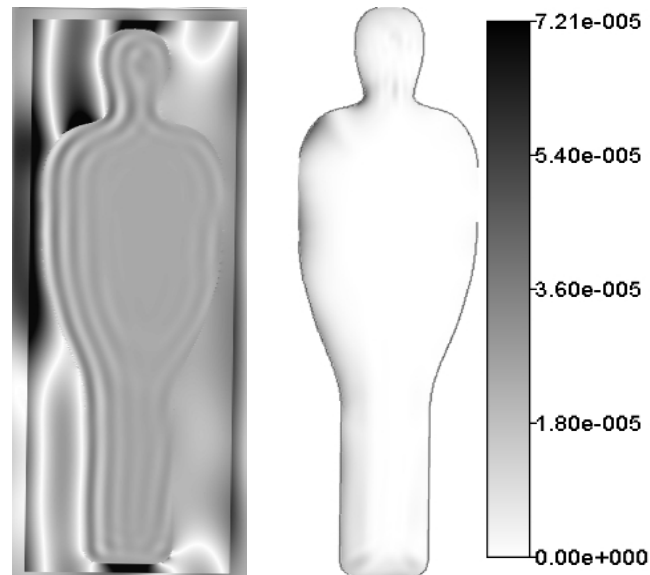


Рис. 2.8 Распределение поля (слева) и SAR (справа), однородная модель человека облучается плоской волной E-поляризации на частоте 900МГц

Результаты, получаемые при помощи МВИ дают значение невязки в 13%, что означает, что граничные условия удовлетворяются в точках коллокации с точностью в 13%. Таким образом, мы можем оценить, насколько отличаются от физичных решения, полученные посредством КРВО, проводя сравнительный анализ соответственных значений.

Значения  $E_z$  компонент поля, фиксируемые в 11 точках, показаны на Рис. 2.9 вместе с точками, в которых проводятся наблюдения. Как можно заключить из приведенных результатов, согласование между значениями, полученными посредством МВИ и КРВО достаточно хорошее. Для точек 3 и 4 значения  $E_z$ , полученные двумя способами, отличаются существенно, что может быть обусловлено недостаточностью разбиения для точности описания тела прямоугольной сеткой.



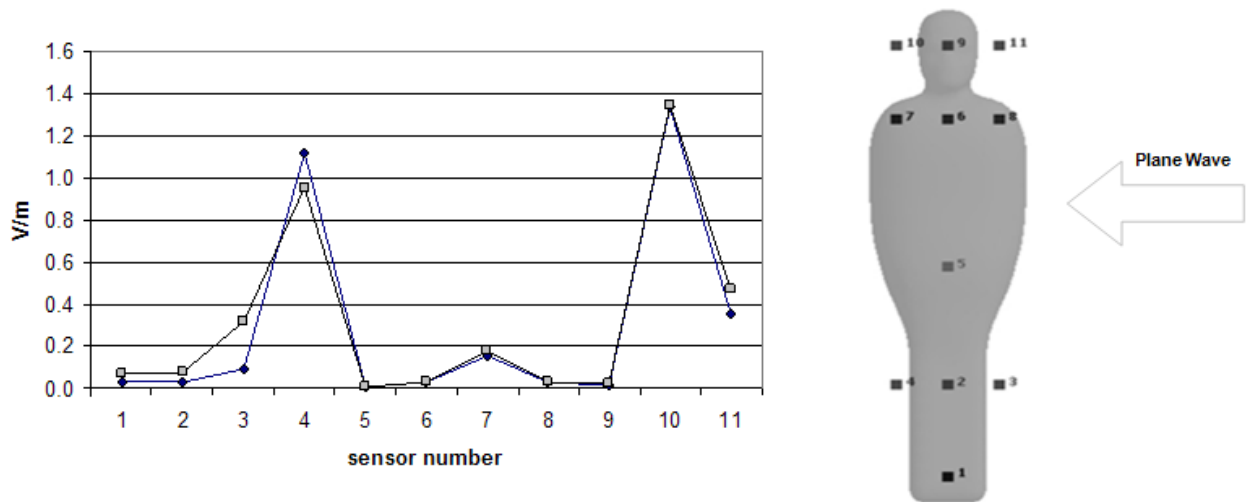


Рис. 2.9 Значения  $E_z$  компонент поля в сенсорах, КРВО (темные ромбы), МВИ (светлые квадраты). Справа представлена модель, показано направление падения поля, и относительное положение сенсоров

В дополнение к анализу, представленному в статье, в данной главе диссертации представляется более точный подход, пригодный для анализа соответствия решений, полученных при помощи двух различных вычислительных методов. В отличие от сравнения значений определенных величин в точках, либо сравнение максимальных значений, предлагается сравнить множества. Для этого используется среднеквадратичное отклонение на всем множестве, что дает возможность судить о том, насколько отличаются не отдельные значения, а множества целиком. Чтобы проиллюстрировать данный подход, при помощи КРВО и МВИ рассчитывалась сфера радиусом 10 см, заполненная мускулом, облучаемая плоской волной на 900МГц. На Рис. 2.10 во всех сечениях представлены распределения точечного, 1г и 10г SAR, полученные обоими методами. Дискретизация конечноразностной

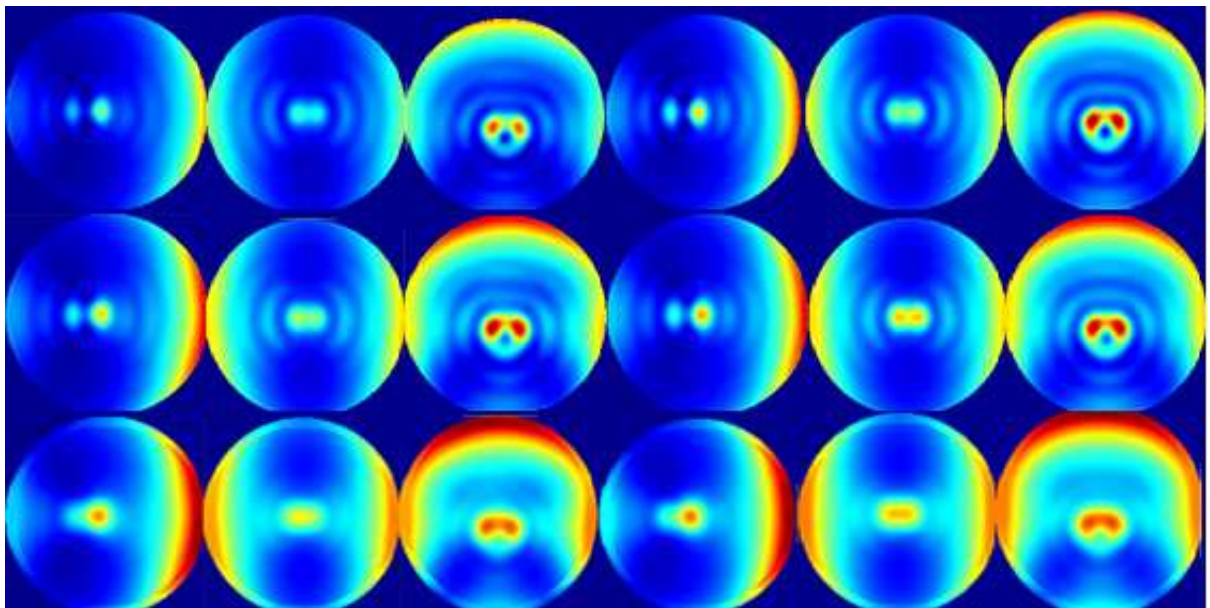


Рис. 2.10 Распределения точечного (верхний ряд), 1г (средний ряд) и 10г (нижний ряд) распределений SAR. В каждом ряду первые три сечения – результаты, полученные КРВО, последние три - МВИ

сетки составляет 1мм, что для мускула со значением диэлектрической проницаемости на

данной частоте  $\varepsilon=55.03$  и длиной волны около 0.044 соответствует  $N_{\lambda}= 44$ . Это говорит о том, что для этого значения сходимость точно достигнута.

Таблица 2.1. Сравнение (максимумов и объемное) точечного, 1г и 10г SAR, полученных при помощи методов КРВО и МВИ

|                             | <b>Точечный SAR</b> | <b>1г SAR</b> | <b>10г SAR</b> |
|-----------------------------|---------------------|---------------|----------------|
| <b>Сравнение максимумов</b> | 18%                 | 1%            | 0.5%           |
| <b>Объемное сравнение</b>   | 6.7%                | 7.3%          | 7.1%           |

В таблице 2.1 представлены сравнения различных распределений SAR (точечного, 1г и 10г), полученные при решении представленной задачи методами КРВО и МВИ. Результаты сравнены двумя различными способами, сравнением максимумов и объемным сравнением. Как видно, в случае сравнения только максимальных значений разница существенно и быстро уменьшается с ростом массы усреднения. Что касается объемного сравнения, отклонение в результатах несущественно колеблется около 7%. Объемный анализ, несомненно, дает возможность в комплексе сравнить два множества, поэтому такое сравнение является более надежным и наиболее информативным.

## Заключение к главе

В данной главе рассматривалось применение Метода вспомогательных источников при контроле качества решения электродинамической задачи с точки зрения удовлетворения ее граничным условиям. Автора диссертации эта идея заинтересовала при одновременной работе над созданием программного пакета *FDTDLab*<sup>TM</sup> в сотрудничестве с научным подразделением компании Моторола (Motorola Corporate EME Research Laboratory), а так же над грантом Министерства Науки и Образования Грузии “Дальнейшее развитие Метода вспомогательных источников”. В основе подхода, предложенного в данной главе, лежит сравнение решений одинаковых однородных задач двумя численными методами – Методом конечных разностей во временной области и Методом вспомогательных источников. Вначале изучается сходимость решения, полученного при помощи КРВО посредством улучшения дискретизации. Тем самым появляется возможность определить, какой дискретизации достаточно, чтобы КРВО решение сходилось, и значения не отличались при улучшении дискретизации друг от друга более чем на заранее заданный процент. Следующим шагом является анализ решения, полученного посредством МВИ, изучение удовлетворения граничных условий на поверхности тела. Сравнив значение невязки с информацией, полученной при анализе сходимости, можно разрабатываются рекомендации относительно значения конечноразностной дискретизации, которое достаточно для реалистичного решения задачи. Данная глава строилась на основании исследования, опубликованного автором в [34]. В результате работы над главой проверка метода был существенно доработана, само применение метода было обобщено по сравнению с результатами статьи.

Исследование сходимости расчетной схемы проводится в параграфе 2.1 данной главы. В качестве параметра, от которого зависит сходимость, рассматривается количество ячеек на длину волны ( $N_\lambda$ ). Согласно [34], мониторинг велся за значениями поля. Как видно из анализа, сходимость имела место уже при 16 ячейках на длину волны, результаты отличались не более чем на 10-15%. Хотя при увеличении дискретизации даже при очень хорошем разбиении разница между значениями оставалась порядка 5%. В данной работе в качестве более надежного параметра предлагались усредненные значения SAR. Как показано в данном параграфе, в силу использования прямоугольной расчетной сетки, и, как следствие, дискретного “ступенчатого” представления геометрии, значения поля, как, в принципе, и точечного SAR, на границе раздела сред с разными материальными характеристиками, являются прерывными, и существенно меняются в зависимости от окружающих материалов. На границе раздела материалов в случае решения, полученного методом конечных разностей во временной области, имеются ячейки с более высокими значениями, чем в соседних ячейках. Этот эффект усиливается при улучшении дискретизации, т.е., соответственно, при уменьшении размера ячеек. Чем меньше ячейка, тем больше значение поля может в качестве флуктуации быть в ней и отличаться на границе раздела сред от значения соседних ячеек. При усреднении SAR этот эффект размывается и становится менее заметным. Как показывают исследования, если вместо максимальных значений поля рассматривать зависимость максимальных значений точечного, 1г и 10г величин SAR от величины  $N_\lambda$ , то, начиная с 16 ячеек на длину волны, значения отклонений всех трех величин от значений с лучшей дискретизацией меньше 3%. При улучшении дискретизации, начиная с 22 ячеек на длину волны, значения отличаются не более чем на 1%. Необходимо отметить так же, что именно 1г и 10г значения SAR рассматриваются в стандартах безопасности.

Сравнения результатов, полученных при использовании КРВО и МВИ, проводятся в параграфе 2.2. В [34] проводилось сравнение решений, полученных при облучении САПР однородной модели человека, заполненной материалом мускула, плоской волной на 900МГц. В 11 сенсорах происходил мониторинг значений поля. При решении задачи Методом

вспомогательных источников значение невязки составило 13%. Следовательно, граничные условия удовлетворяются с такой точностью. Как видно из сравнения решений, в точках, расположенных внутри тела, значения поля совпадают с хорошей точностью. Чего нельзя сказать о точках, лежащих вне тела. Это объясняется особенностями выбора прямоугольной конечноразностной решетки и неспособностью с хорошей точностью описывать поля при огибании полей препятствий. В дополнение к анализу, представленному в статье, в данной главе диссертации представляется более точный подход, пригодный для анализа соответствия решений, полученных при помощи двух различных вычислительных методов. В отличие от сравнения значений определенных величин в точках, либо сравнение максимальных значений, предлагается сравнить множества, используя для этого среднеквадратичное отклонение на всем множестве. Это дало возможность судить о том, насколько отличаются не отдельные значения, а множества целиком. В случае сравнения только максимальных значений разница существенно и быстро уменьшается с ростом массы усреднения (точечный SAR – 18%, 1г SAR – 1%, 10г SAR – 0.5%). Что касается объемного сравнения, отклонение в результатах несущественно колеблется около 7%. Объемный анализ, несомненно, дал возможность в комплексе сравнить два множества, поэтому такое сравнение является более надежным и наиболее информативным.

Помимо разработки рекомендаций относительно необходимой дискретизации в главе приведено расширение применения подхода, описанного в [34] и использовать его для анализа уже решенных задач на предмет удовлетворения граничных условий. Зная наперед дискретизацию, с которой была посчитана задача посредством КРВО, и, найдя материал с максимальным значением диэлектрической проницаемости, а значит, и минимальной длиной волны внутри данного материала, можно оценить точностью удовлетворения граничных условий.

## Глава III

### **Анализ результатов, полученных при облучении неоднородной модели плоской волной в широком спектре частот**

Как было сказано во введении, данная диссертация, в отличие от предшествующей ей работы Левана Шошиашвили [14], в которой описывался процесс создания программного комплекса *FDTDLab*<sup>TM</sup>, а так же подтверждение правильности работы и достоверности полученных при его использовании результатов расчетов, ориентирована непосредственно на компьютерное моделирование задач электромагнитной совместимости, дозиметрии, проведении исследований, связанных с облучением человека различными способами. Начиная с этой, все последующие главы будут посвящены рассмотрению различных решенных задач, а так же анализу полученных результатов.

В данной главе рассматриваются результаты, связанные с оценкой воздействия ЭМ поля при нахождении человека в близости к передающим антеннам базовых станций, используемых, например, для установления мобильной, сотовой связи. Эти результаты были получены в рамках выполнения в Лаборатории прикладной электродинамики (Тбилисский Государственный Университет) двух крупных проектов – “Free space EM field assessment” (WP3) - проекта в рамках программы сотрудничества Форума Производителей Мобильных Телефонов (Mobile Manufacturers Forum (MMF)) и Ассоциации Глобальной Системы Мобильной Связи (GSM Association), 2005-2006, а так же проекта “Electromagnetic Pollution and Health Safety Investigation” (GNSF/ST06/4-015), спонсируемого Национальным Научным Фондом Грузии (Georgian National Scientific Foundation), 2006-2008 гг. Основной целью проведенных в рамках этих проектов исследований было изучение воздействия на неоднородную модель человека облучения плоской волной в широком диапазоне частот, с учетом различного падения и разной поляризации волны. Основными изучаемыми характеристиками являются различные усредненные на разные массы распределения SAR, а так же распределение роста температуры при облучении и трансформации ЭМ энергии в тепло. Как сказано выше, эта глава – первая, в которой обсуждаются результаты исследований. Поэтому в этой главе подробно описана постановка задачи, большое внимание уделено описанию методологии и модели, использованной при расчетах. Далее на нее мы будем активно ссылаться из последующих глав.

### 3.1 Постановка задачи

Данное исследование включает в себе анализ результатов расчетов, полученных посредством компьютерного моделирования. Неоднородная модель человека (детально описанная в параграфе 3.2.2) облучается плоской волной на частотах в диапазоне 30МГц – 1ГГц, учитывая различные направления падающей волны. В исследовании рассматриваются шесть различных условия облучения: плоская волна падает спереди, сзади и сбоку (справа) на модель человека, причем для каждого падения рассматриваются обе поляризации: Е-поляризация, и Н-поляризация (т.е. когда направление Е, либо Н векторов соответственно совпадает с направлением, в котором исследуемый объект находится в вертикальном положении). Условия облучения схематически представлены на Рис. 3.1. Таким образом, в данном исследовании были рассмотрены 48 случаев облучения, по шесть для каждой частоты, для всех восьми частот. Для расчетов модель была соответственно требованиям метода КРВО разбита на ячейки. Далее при помощи метода КРВО в дискретизированном пространстве решается задача дифракции ЭМ волн на неоднородной модели человека, что дает возможность определить поля как внутри тела, так и снаружи. На основании внутренних полей можно

посчитать такую характеристику как точечный SAR. Эта величина наиболее точным образом характеризует поглощенную энергию. Здесь необходимо подчеркнуть важный аспект: знания, собранные учеными в области дозиметрии неионизирующего излучения объединяют в себе как знания о термальных, так и нетермальных эффектах.

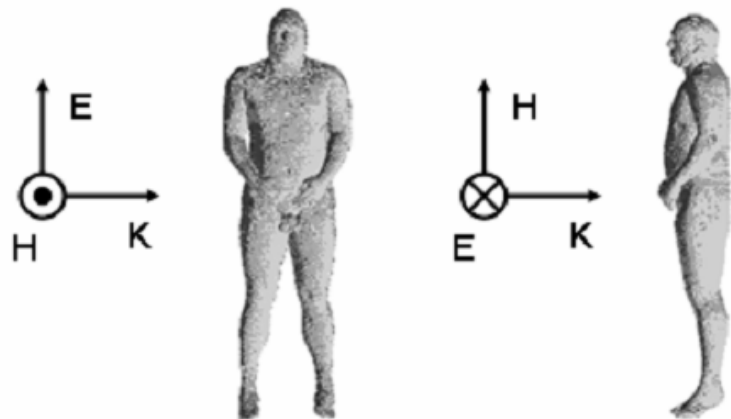


Рис. 3.1 Модель человека, схематическое представление падения волны

На сегодняшний день все существующие общепризнанные стандарты безопасности базируются на тепловых эффектах (об этом уже было сказано во введении, так же этот вопрос будет частично затрагиваться в параграфе 3.3). Несмотря на это, а так же на то, что в уже существующем стандарте [12] есть некоторые температурные ограничения, основная величина, фигурирующая в стандартах на данный момент, определяющая нормы облучения – усредненный SAR – характеристика, которая выбирается в качестве замены температурной характеристики.

Вернемся к вопросу усредненных распределений SAR. Усреднение по массе как таковое понадобилось для того, чтобы сгладить вид распределения SAR, сделать его наиболее подходящим на распределение роста температуры, поскольку в силу процессов теплообмена температура “размывает” локальные перегревы, обусловленные поглощенной энергией, и, соответственно, точечным распределением SAR. Распределения SAR, усредненные на разную массу, наглядно представлены на Рис. 2.10, а так же 3.13. Вопросу нахождения такого усреднения, которое бы наилучшим образом соответствовало распределению роста температуры, посвящена глава 5. Здесь же необходимо знать вышесказанное, чтобы понимать, зачем в расчетах был рассчитан SAR усредненный на различные массы. И, наконец, последняя характеристика, представленная в данной части

исследования – непосредственно рост температуры. Именно при помощи роста температуры представляется возможным изучать имеющие место при облучении человека ЭМ волнами термальные эффекты.

Все электродинамические, а так же термические расчеты производились посредством программного пакета *FDTDLab*<sup>TM</sup> [50]- [51], разработанной научной группой в Лаборатории Прикладной Электродинамики (Тбилисский Государственный Университет). О принципе работы программы, а так же о методах, использованных при расчете соответствующих величин, будет сказано в параграфе 3.2.

## 3.2 Метод анализа, дозиметрическая модель

### 3.2.1 Схематическое представление работы программы

Схематически работу программного пакета *FDTDLab*<sup>TM</sup> можно представить следующим образом (см. Рис. 3.2): на первом этапе решается задача дифракции на определенном объекте, в данном случае на модели человека, результатом которой являются распределения ЭМ поля. По внутреннему полю считается точечный SAR. Далее по нему в качестве постпроцессинга возможно вычисление распределений SAR, усредненных на различные массы. Точечный SAR, в свою очередь, является входным параметром для термо солвера. После того, что термальная задача решена, получены распределения температуры в модели, а так же роста температуры, вызванного непосредственно переходом поглощенной ЭМ энергии в тепло. Если рост температуры был настолько существенным (до десяти градусов), что диэлектрические характеристики тканей изменились, ЭМ расчет проводится заново на обновленных параметрах. И так до тех пор, пока не будет достигнута сходимость, и не будут получены окончательные результаты, пригодные для анализа. Таким образом, проблема изучения воздействия ЭМ поля на живые организмы решена комплексно.

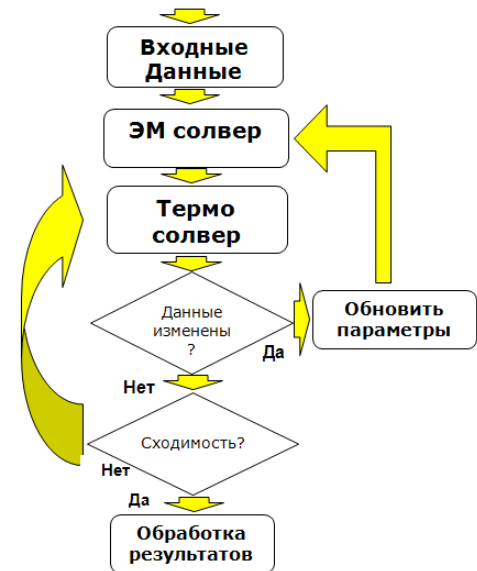


Рис. 3.2 Схематическое представление работы программы

### 3.2.2 Конечноразностная модель человека

Расчетная модель человека (во весь рост), использованная в данном исследовании, основана на модели, полученной в рамках проекта Видимого Человека (Visible Human Project) [52], доработанной впоследствии в исследовательской лаборатории военно-воздушных сил США (Brooks Air Force Base) [53] с целью вокселизации (разбиения на ячейки) модели и подготовке ее к дальнейшему использованию для расчетов при помощи метода КРВО. В наших исследованиях применяется эта модель с дискретизацией 3 мм на 3 мм на 3 мм. Это позволяет решить сразу несколько задач: 1) с хорошей анатомической точностью представить модель; 2) удовлетворить требованиям, предъявляемым методом КРВО в связи с достижением сходимости вплоть до 1 ГГц [33]; 3) производить расчеты за приемлемое время, имея при этом приемлемые требования с точки зрения вычислительных ресурсов (в частности, оперативной памяти). Модель содержит 40 различных материалов с диэлектрическими характеристиками (такими как относительная диэлектрическая проницаемость, электрическая проводимость), основанными на дисперсной аппроксимации Коле-Коле [54]- [55]. Что касается соответствующих значений материальных характеристик для термальных расчетов (удельная теплоемкость, теплопроводность, коэффициент метаболизма, коэффициент перфузии крови, связанный с влиянием на изменение температуры тока крови), на данный момент не существует единой общеиспользуемой базы,



поэтому значения были собраны нами из различных источников [56]- [59]. Далее, в соответствующих разделах значения материальных характеристик будут приведены непосредственно, что может значительно облегчить дело тем, кто захочет повторить некоторые из приведенных в данной главе расчетов.

### 3.2.3 Расчет электромагнитных полей

Как сказано выше, на данный момент метод КРВО является наиболее подходящим для вычислительного анализа задач дифракции на реалистичных неоднородных моделях со сложными формами, таких как тело человека. При имплементации КРВО в FDTDLab™ используется конечноразностная схема Yee [33]. Для моделирования бесконечного свободного пространства вокруг облучаемого тела используется неотражающее граничное условие одноосевых идеально согласованных слоев - UPML (Uniaxial Perfect Matching Layer) [33]. В наших исследованиях использовалось 10 слоев UPML. В свою очередь от тела до области UPML нами берется 30 воздушных ячеек. Как показывают вычисления, этого удаления достаточно: если выбрать большее количество разделяющих ячеек и 10 слоев UPML, на результат вычисления величин SAR это существенно не влияет. Возбуждение плоского поля и рассеивание, учитывая, что возбуждение имеет гармонический по времени характер, были смоделированы в FDTDLab™ в терминах техники полного и рассеянного полей (Total-Field Scattered-Field technique) [33].

Значения диэлектрических параметров материалов были выбраны в зависимости от частоты согласно дисперсной аппроксимации Коле-Коле из источников [54]- [55]. Значения этих параметров представлены в таблицах 1 и 2. На Рис. 3.3 представлена зависимость диэлектрической проницаемости и удельной проводимости в зависимости от частоты. Как видно из рисунка, с ростом частоты диэлектрическая проводимость убывает, в то время как проводимость наоборот, возрастает.

| #  | Частота<br>Вещество | 30 МГц       |                   | 75 МГц       |                   | 100 МГц      |                   | 150 МГц      |                   |
|----|---------------------|--------------|-------------------|--------------|-------------------|--------------|-------------------|--------------|-------------------|
|    |                     | $\epsilon_r$ | $\sigma$<br>(S/m) | $\epsilon_r$ | $\sigma$<br>(S/m) | $\epsilon_r$ | $\sigma$<br>(S/m) | $\epsilon_r$ | $\sigma$<br>(S/m) |
| 1  | Air internal        | 1            | 0                 | 1            | 0                 | 1            | 0                 | 1            | 0                 |
| 2  | Bladder             | 30.3         | 0.28              | 23.8         | 0.29              | 22.7         | 0.29              | 21.4         | 0.30              |
| 3  | Blood               | 119.5        | 1.16              | 82.5         | 1.22              | 76.8         | 1.23              | 71.3         | 1.26              |
| 4  | Blood vessel        | 86.5         | 0.38              | 65.2         | 0.44              | 59.8         | 0.46              | 54.0         | 0.49              |
| 5  | Bone (Cancellous)   | 40.2         | 0.14              | 29.6         | 0.16              | 27.6         | 0.17              | 25.5         | 0.19              |
| 6  | Bone (Cortical)     | 20.9         | 0.05              | 16.1         | 0.06              | 15.3         | 0.06              | 14.4         | 0.07              |
| 7  | Bone Marrow         | 9.9          | 0.02              | 6.9          | 0.02              | 6.5          | 0.02              | 6.1          | 0.02              |
| 8  | Cartilage           | 85.6         | 0.42              | 60.0         | 0.46              | 55.8         | 0.47              | 51.4         | 0.50              |
| 9  | Cerebellum          | 202.8        | 0.59              | 105.4        | 0.74              | 89.8         | 0.79              | 74.6         | 0.85              |
| 10 | Cornea              | 121.8        | 0.95              | 82.8         | 1.01              | 76.0         | 1.04              | 69.0         | 1.07              |
| 11 | CSF                 | 105.7        | 2.02              | 94.5         | 2.08              | 88.9         | 2.11              | 81.2         | 2.16              |
| 12 | Fat                 | 8.1          | 0.03              | 6.3          | 0.04              | 6.1          | 0.04              | 5.8          | 0.04              |
| 13 | Fluid               | 69.3         | 1.50              | 69.1         | 1.50              | 69.1         | 1.50              | 69.1         | 1.51              |
| 14 | Gall                | 115.9        | 1.42              | 102.0        | 1.50              | 95.0         | 1.54              | 85.3         | 1.60              |
| 15 | Glands              | 90.5         | 0.75              | 71.9         | 0.78              | 68.8         | 0.79              | 65.7         | 0.81              |
| 16 | Grey matter         | 152.6        | 0.42              | 90.3         | 0.53              | 80.1         | 0.56              | 70.1         | 0.60              |
| 17 | Heart               | 150.4        | 0.60              | 100.3        | 0.70              | 90.8         | 0.73              | 80.7         | 0.79              |
| 18 | Intestine( large)   | 132.9        | 0.57              | 89.5         | 0.65              | 81.8         | 0.68              | 73.8         | 0.72              |
| 19 | Intestine (small)   | 188.1        | 1.49              | 109.5        | 1.61              | 96.5         | 1.66              | 83.4         | 1.72              |
| 20 | Kidney              | 176.9        | 0.64              | 110.4        | 0.77              | 98.1         | 0.81              | 85.0         | 0.88              |
| 21 | Lens                | 79.8         | 0.56              | 58.3         | 0.59              | 55.1         | 0.60              | 52.0         | 0.61              |

|    |                 |       |      |       |      |      |      |      |      |
|----|-----------------|-------|------|-------|------|------|------|------|------|
| 22 | Liver           | 113.5 | 0.39 | 76.0  | 0.46 | 69.0 | 0.49 | 61.7 | 0.53 |
| 23 | Lung inner      | 54.2  | 0.26 | 34.9  | 0.29 | 31.6 | 0.31 | 28.3 | 0.32 |
| 24 | Lung outer      | 98.9  | 0.49 | 72.0  | 0.54 | 67.1 | 0.56 | 61.9 | 0.59 |
| 25 | Lymph           | 90.5  | 0.75 | 71.9  | 0.78 | 68.8 | 0.79 | 65.7 | 0.81 |
| 26 | Membrane (Dura) | 114.3 | 0.64 | 67.9  | 0.72 | 60.5 | 0.74 | 53.7 | 0.76 |
| 27 | Mucous Membrane | 108.3 | 0.43 | 72.4  | 0.50 | 66.0 | 0.52 | 59.2 | 0.56 |
| 28 | Muscle          | 91.8  | 0.66 | 69.7  | 0.69 | 66.0 | 0.71 | 62.2 | 0.73 |
| 29 | Nail            | 20.9  | 0.05 | 16.1  | 0.06 | 15.3 | 0.06 | 14.4 | 0.07 |
| 30 | Nerve           | 77.6  | 0.27 | 51.9  | 0.32 | 47.3 | 0.34 | 42.3 | 0.36 |
| 31 | Pancreas        | 90.5  | 0.75 | 71.9  | 0.78 | 68.8 | 0.79 | 65.7 | 0.81 |
| 32 | Sclera          | 99.5  | 0.85 | 72.3  | 0.89 | 67.9 | 0.90 | 63.5 | 0.93 |
| 33 | Skin            | 152.9 | 0.34 | 84.3  | 0.46 | 72.9 | 0.49 | 61.5 | 0.54 |
| 34 | Spleen          | 175.0 | 0.65 | 102.4 | 0.76 | 90.7 | 0.80 | 78.8 | 0.86 |
| 35 | Stomach         | 113.3 | 0.84 | 82.6  | 0.89 | 77.9 | 0.90 | 73.3 | 0.92 |
| 36 | Testicles       | 113.9 | 0.84 | 80.9  | 0.89 | 75.6 | 0.91 | 70.3 | 0.94 |
| 37 | Tooth           | 20.9  | 0.05 | 16.1  | 0.06 | 15.3 | 0.06 | 14.4 | 0.07 |
| 38 | Urine           | 69.3  | 1.50 | 69.1  | 1.50 | 69.1 | 1.50 | 69.1 | 1.51 |
| 39 | Vitreous humor  | 69.3  | 1.50 | 69.1  | 1.50 | 69.1 | 1.50 | 69.1 | 1.51 |
| 40 | White matter    | 100.6 | 0.23 | 63.3  | 0.30 | 56.8 | 0.32 | 50.3 | 0.35 |

Таблица 1. Значение диэлектрических материальных характеристик на частотах 30МГц, 75МГц, 100МГц, 150МГц

| #  | Частота<br>Вещество | 30 МГц       |                   | 75 МГц       |                   | 100 МГц      |                   | 150 МГц      |                   |
|----|---------------------|--------------|-------------------|--------------|-------------------|--------------|-------------------|--------------|-------------------|
|    |                     | $\epsilon_r$ | $\sigma$<br>(S/m) | $\epsilon_r$ | $\sigma$<br>(S/m) | $\epsilon_r$ | $\sigma$<br>(S/m) | $\epsilon_r$ | $\sigma$<br>(S/m) |
| 1  | Air internal        | 1            | 0                 | 1            | 0                 | 1            | 0                 | 1            | 0                 |
| 2  | Bladder             | 20.1         | 0.32              | 19.6         | 0.33              | 19.0         | 0.37              | 18.9         | 0.40              |
| 3  | Blood               | 65.7         | 1.32              | 63.7         | 1.37              | 61.7         | 1.50              | 61.1         | 1.58              |
| 4  | Blood vessel        | 48.3         | 0.54              | 46.6         | 0.57              | 45.0         | 0.67              | 44.6         | 0.73              |
| 5  | Bone (Cancellous)   | 23.2         | 0.22              | 22.2         | 0.24              | 21.0         | 0.32              | 20.6         | 0.36              |
| 6  | Bone (Cortical)     | 13.4         | 0.08              | 13.0         | 0.10              | 12.6         | 0.13              | 12.4         | 0.16              |
| 7  | Bone Marrow         | 5.8          | 0.03              | 5.6          | 0.03              | 5.5          | 0.04              | 5.5          | 0.04              |
| 8  | Cartilage           | 46.8         | 0.55              | 45.0         | 0.60              | 43.0         | 0.74              | 42.3         | 0.83              |
| 9  | Cerebellum          | 59.7         | 0.97              | 54.7         | 1.06              | 50.2         | 1.22              | 48.9         | 1.31              |
| 10 | Cornea              | 61.4         | 1.15              | 58.5         | 1.21              | 55.7         | 1.35              | 54.8         | 1.44              |
| 11 | CSF                 | 72.7         | 2.22              | 70.5         | 2.26              | 68.9         | 2.37              | 68.4         | 2.46              |
| 12 | Fat                 | 5.6          | 0.04              | 5.6          | 0.04              | 5.5          | 0.05              | 5.4          | 0.05              |
| 13 | Fluid               | 69.0         | 1.52              | 69.0         | 1.54              | 68.9         | 1.61              | 68.9         | 1.67              |
| 14 | Gall                | 74.9         | 1.67              | 72.2         | 1.71              | 70.4         | 1.80              | 70.0         | 1.88              |
| 15 | Glands              | 62.4         | 0.85              | 61.2         | 0.89              | 59.9         | 1.00              | 59.5         | 1.08              |
| 16 | Grey matter         | 60.0         | 0.69              | 56.6         | 0.76              | 53.3         | 0.90              | 52.3         | 0.99              |
| 17 | Heart               | 69.3         | 0.90              | 65.0         | 0.99              | 60.6         | 1.18              | 59.3         | 1.28              |
| 18 | Intestine( large)   | 65.0         | 0.81              | 61.7         | 0.88              | 58.5         | 1.03              | 57.5         | 1.13              |
| 19 | Intestine (small)   | 69.8         | 1.84              | 64.9         | 1.93              | 60.2         | 2.11              | 58.9         | 2.22              |
| 20 | Kidney              | 70.5         | 1.02              | 65.0         | 1.13              | 59.6         | 1.33              | 57.9         | 1.45              |
| 21 | Lens                | 49.0         | 0.65              | 47.9         | 0.68              | 46.8         | 0.76              | 46.4         | 0.82              |
| 22 | Liver               | 53.5         | 0.61              | 50.4         | 0.67              | 47.3         | 0.81              | 46.4         | 0.90              |
| 23 | Lung inner          | 24.8         | 0.36              | 23.5         | 0.38              | 22.2         | 0.44              | 21.8         | 0.47              |
| 24 | Lung outer          | 56.2         | 0.65              | 54.0         | 0.70              | 51.8         | 0.82              | 51.1         | 0.90              |
| 25 | Lymph               | 62.4         | 0.85              | 61.2         | 0.89              | 59.9         | 1.00              | 59.5         | 1.08              |
| 26 | Membrane (Dura)     | 48.0         | 0.80              | 46.2         | 0.84              | 44.7         | 0.93              | 44.2         | 0.99              |
| 27 | Mucous Membrane     | 51.9         | 0.63              | 49.2         | 0.69              | 46.5         | 0.81              | 45.7         | 0.88              |
| 28 | Muscle              | 58.2         | 0.77              | 56.8         | 0.81              | 55.3         | 0.91              | 54.8         | 0.98              |
| 29 | Nail                | 13.4         | 0.08              | 13.0         | 0.10              | 12.6         | 0.13              | 12.4         | 0.16              |
| 30 | Nerve               | 36.9         | 0.42              | 34.9         | 0.46              | 32.9         | 0.55              | 32.3         | 0.60              |
| 31 | Pancreas            | 62.4         | 0.85              | 61.2         | 0.89              | 59.9         | 1.00              | 59.5         | 1.08              |

|    |                |      |      |      |      |      |      |      |      |
|----|----------------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| 32 | Sclera         | 58.9 | 0.98 | 57.2 | 1.02 | 55.6 | 1.13 | 55.0 | 1.21 |
| 33 | Skin           | 49.8 | 0.64 | 45.8 | 0.71 | 42.0 | 0.83 | 40.9 | 0.90 |
| 34 | Spleen         | 66.5 | 0.97 | 62.1 | 1.05 | 57.9 | 1.22 | 56.6 | 1.32 |
| 35 | Stomach        | 68.7 | 0.97 | 67.1 | 1.02 | 65.4 | 1.14 | 64.8 | 1.23 |
| 36 | Testicles      | 64.8 | 0.99 | 62.9 | 1.04 | 60.9 | 1.17 | 60.3 | 1.25 |
| 37 | Tooth          | 13.4 | 0.08 | 13.0 | 0.10 | 12.6 | 0.13 | 12.4 | 0.16 |
| 38 | Urine          | 69.0 | 1.52 | 69.0 | 1.54 | 68.9 | 1.61 | 68.9 | 1.67 |
| 39 | Vitreous humor | 69.0 | 1.52 | 69.0 | 1.54 | 68.9 | 1.61 | 68.9 | 1.67 |
| 40 | White matter   | 43.8 | 0.41 | 41.5 | 0.46 | 39.3 | 0.56 | 38.6 | 0.62 |

Таблица 2. Значение диэлектрических материальных характеристик на частотах 300МГц, 450МГц, 800МГц, 1000МГц

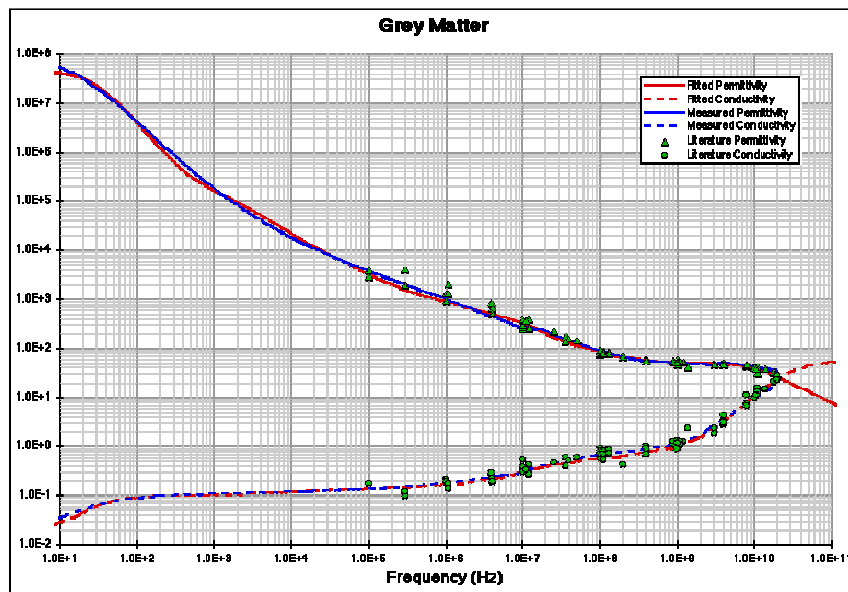


Рис. 3.3 Частотная зависимость диэлектрической проницаемости и удельной проводимости серого вещества

### 3.2.4 Расчет точечного SAR

Для гармонических по времени процессов точечный SAR определяется для ячейки  $(i, j, k)$  следующим образом:

$$SAR_{ijk} = \frac{\sigma}{2\rho} |\hat{E}|_{ijk}^2 = \frac{\sigma}{2\rho} \left( |\hat{E}_x|_{ijk}^2 + |\hat{E}_y|_{ijk}^2 + |\hat{E}_z|_{ijk}^2 \right) \quad (3.1)$$

где  $\hat{E}_x$ ,  $\hat{E}_y$  и  $\hat{E}_z$  - компоненты электрических полей, в то время, как  $\sigma$  и  $\rho$  в свое время – проводимость и плотность материала соответственно. В FDTDLab™ для определения значений точечного SAR в каждой ячейке по значениям компонент поля на гранях реализован алгоритм 12-ти точечного усреднения [60], см Рис. 3.4.

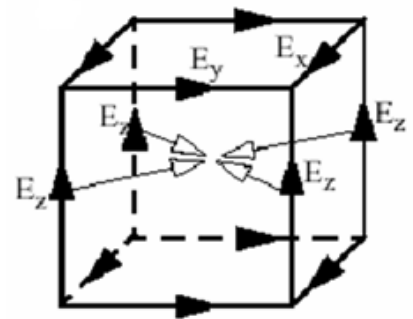


Рис. 3.4 Поясняющий рисунок к вычислению 12-ти точечного SAR

Рис. 3.4 Поясняющий рисунок к вычислению 12-ти точечного SAR

### 3.2.5 Алгоритм усреднения SAR

Рассмотрим усреднения SAR по массе. Как показано в главе 2, что при расчете полей методом КРВО ввиду его прямоугольности используемой схемы, на границе раздела сред с большим скачком в значении материальных характеристик (таким, который имеет место

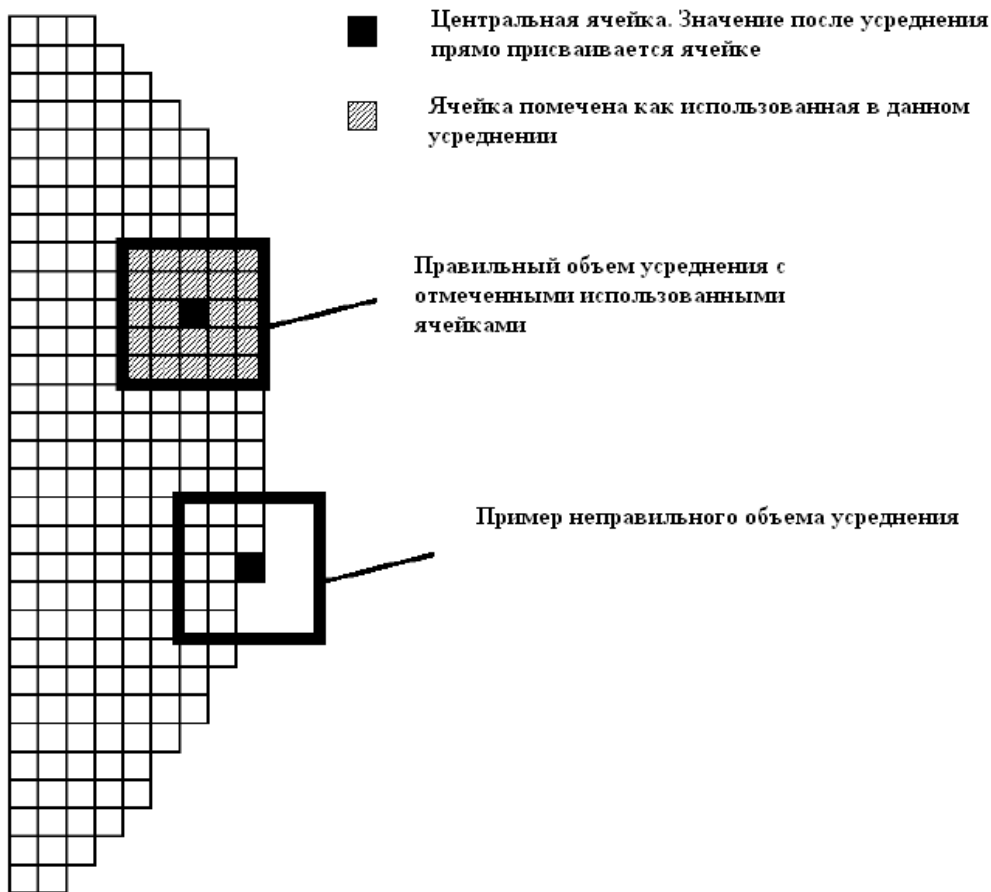


Рис. 3.5 Центральные и использованные ячейки в алгоритме усреднения

например на границе тела с воздухом), имеют место локальные неточности в значениях полей, и, соответственно точечного SAR. Поэтому решили ввести некоторую усредненную характеристику, в которой вклад этих отклонений был бы несущественным. Исторически вначале ввели SAR, усредненный на всю массу, стали оперировать этой величиной, и вводить на нее ограничения. Такая характеристика довала возможность сравнивать поглощенную энергию безотносительно к массе облучаемого объекта. Впоследствии решили использовать и другие массы усреднения, такие как 1г и 10г, в зависимости от стандарта. Об этом будет сказано подробнее далее в этой главе.

Обсудим непосредственно сам алгоритм усреднения SAR по массе. В наших исследованиях мы будем операться на алгоритм, рекомендованный IEEE [35]. Он состоит из нескольких этапов. В первом этапе происходит формирование кубических объемов заданной массы вокруг каждой ячейки внутри исследуемого объекта. Если такой объем найден, и ни одно ребро куба объема не находится целиком в воздухе, то ячейки, вокруг которых этот объем найден, называются центральными (см Рис. 3.5). Впоследствии при расчете усредненного распределения значению SAR в данной ячейке будет присвоено усредненное по кубу заданной массы значение. Всем ячейкам, попавшим в куб усреднения, присваивается статус использованной ячейки. Если в свою очередь такая ячейка становится центральной, т.е. для нее находится куб заданной массы, удовлетворяющий представленным выше требованиям, то для нее значение выбирается усреднением. Если же такой куб найти не

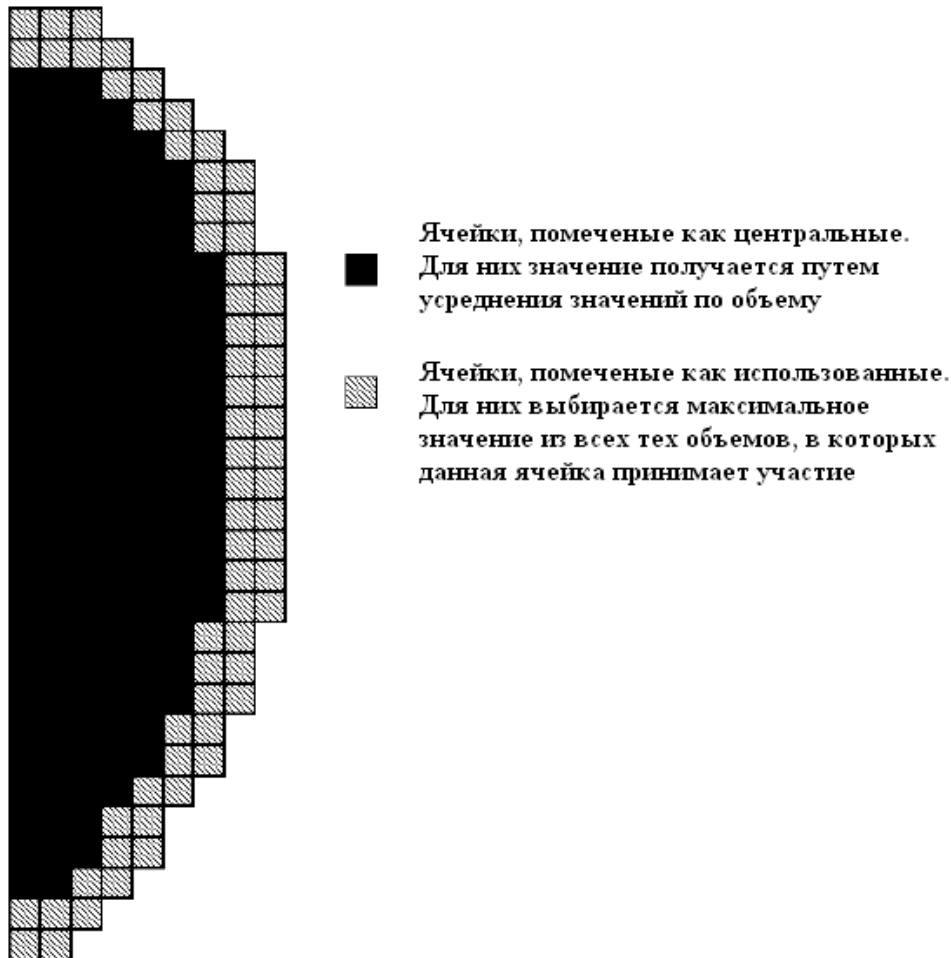


Рис. 3.6 Выбор значений усредненного SAR в случае центральных и использованных ячеек

удалось, значение в этой ячейке при расчете усредненного распределения выбирается следующим образом: рассматриваются все кубы, в которых данная ячейка принимала участие, и ей присваивается наибольшее (по кубам) значение усредненного SAR (см. Рис. 3.6).

В результате усреднения могут остаться такие ячейки, которые не были использованы ни в одном из кубов усреднения. Для таких ячеек строятся кубы усреднения с заданной массой, опирающиеся своим ребром на ребро таких ячеек (см. Рис. 3.7). Среди 6 таких кубов выбирается такой куб, объем которого минимален. Далее, среди всех ячеек входящих в такой куб, выбирается максимальное значение, и присваивается значению в данной ячейке.

Этот краткий обзор алгоритма усреднения позволит качественно понять многие результаты, обсуждаемые в последующем (в частности результаты, описанные в главе 5).

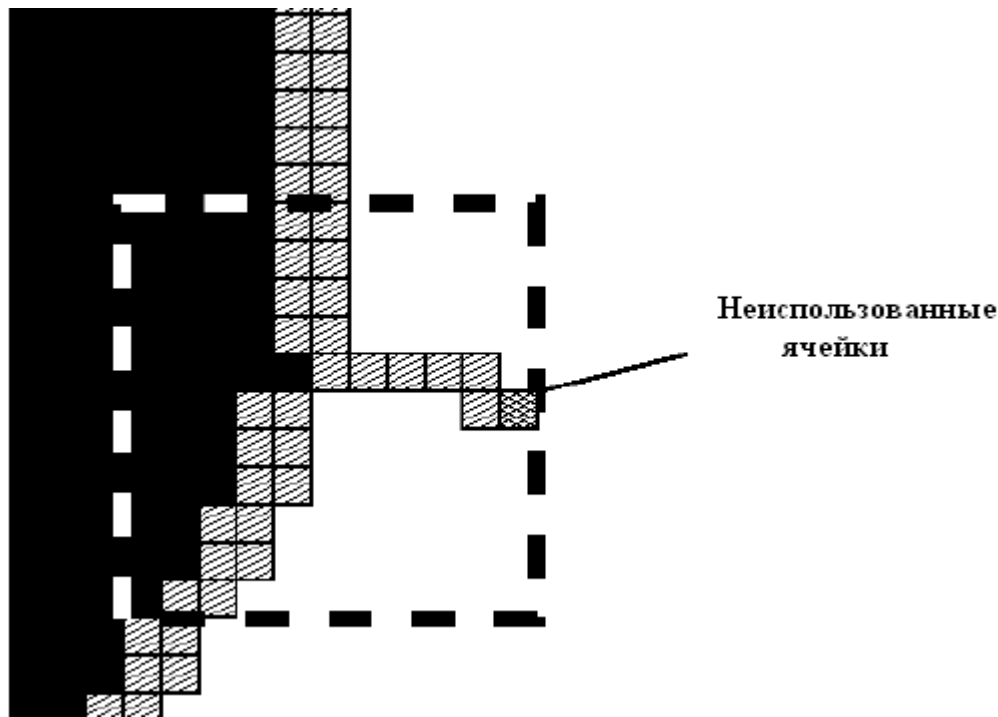


Рис. 3.7 Неиспользованные ячейки, куб усреднения, который строится в таком случае

### 3.2.6 Термо расчеты

Для вычисления роста температуры, вызванной поглощением ЭМ энергии, было применено уравнение расчета тепломассопереноса в живых тканях [44], которое позволяет моделировать генерацию тепла и механизмы передачи, такие как теплопроводность, ток крови, диссипация ЭМ энергии, а так же метаболизм.

$$C_p \frac{dT}{dt} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho \cdot SAR - B(T - T_b) + A_0 \quad (3.2)$$

где  $T$  – температура в точке,  $T_b$  – температура крови, (предполагается равной 36.7 °C и независимой от SAR, что является приемлемой аппроксимацией до тех пор пока базовая температура крови не меняется под действием поглощения ЭМ энергии),  $k$  – коэффициент теплопроводности вещества,  $C_p$  – удельная теплоемкость,  $B$  – коэффициент перфузии крови,  $A_0$  - коэффициент метаболизма. Левая часть уравнения 3 в совокупности с первым членом уравнения, стоящим по правую сторону, представляют собой обычное уравнение теплопроводности. Последующие члены являются источниками тепла. В частности,

последующий член представляет поглощенную ЭМ энергию, преобразованную в тепло, и вносящую свой вклад в повышение температуры. Следующая величина обусловлена переносом тепла при помощи крови, в данном приближении полагается, что кровь имеет постоянную температуру, и выравнивает температуру в тканях в зависимости от своей температуры. И, наконец, последний член уравнения 3 представляет собой вклад метаболизма (обмена веществ, химических процессов, в результате которых организм из питательных веществ получает необходимую для жизнедеятельности энергию) в изменение температуры крови, в данном приближении коэффициент метаболизма считается постоянным.

При планировании проведения термальных расчетов оказалось, что не существует единой базы термических характеристик для всех тканей, поэтому пришлось создать ее самим на основе 4х различных источников [56-59], значение материальных характеристик приведено в таблице 3.

|    | Tissue/Organ    | Specific Heat, C<br>J/(kg · C°) | Heat Conductivity, K<br>J/(s · m · C°) | Basal Metabolic Rate, A <sub>o</sub><br>J/(s · m <sup>3</sup> ) | Blood flow related coefficient, B <sub>o</sub><br>J/(s · C° · m <sup>3</sup> ) |
|----|-----------------|---------------------------------|--|---|--|
| 1  | Mucous Membrane | 3300                            | 0.43                                   | 1600  | 9000   |
| 2  | Gall            | 3900                            | 0.55                                   | 0   | 0  |
| 3  | Membrane (Dura) | 3680 <sup>(1)</sup>             | 0.57 <sup>(1)</sup>                    | 1000 <sup>(2)</sup>   | 17700 <sup>(2)</sup>   |
| 4  | Cornea          | 4200                            | 0.58                                   | 0   | 0  |
| 5  | Fat             | 2500                            | 0.25                                   | 300   | 1700   |
| 6  | Lymph           | 3900                            | 0.51 <sup>(2)</sup>                    | 0 <sup>(3)</sup>  | 0 <sup>(3)</sup>   |
| 7  | Air internal    | 1000 <sup>(1)</sup>             | 0.02 <sup>(1)</sup>                    | 0 <sup>(1)</sup>  | 0 <sup>(1)</sup>   |
| 8  | Nail            | 1590 <sup>(1)</sup>             | 0.65 <sup>(1)</sup>                    | 300 <sup>(2)</sup>  | 100 <sup>(1)</sup>   |
| 9  | Nerve           | 3500                            | 0.46                                   | 7100  | 40000  |
| 10 | Muscle          | 3600                            | 0.5                                    | 480   | 2700   |
| 11 | Heart           | 3700                            | 0.54                                   | 9600  | 54000  |
| 12 | White matter    | 3600                            | 0.5                                    | 7100  | 17280 <sup>(1)</sup>   |
| 13 | Stomach         | 3600                            | 0.53                                   | 5200  | 29000  |
| 14 | Glands          | 3600                            | 0.53                                   | 64000   | 360000   |
| 15 | Blood vessel    | 3900                            | 0.51 <sup>(2)</sup>                    | 0 <sup>(3)</sup>  | 0 <sup>(3)</sup>   |
| 16 | Liver           | 3600                            | 0.51                                   | 12000   | 68000  |
| 17 | Bladder         | 3300                            | 0.43                                   | 1600  | 9000   |
| 18 | Spleen          | 3700                            | 0.54                                   | 15000   | 82000  |
| 19 | Cerebellum      | 3700                            | 0.57                                   | 7100  | 40000  |
| 20 | Bone (Cortical) | 1300                            | 0.4                                    | 610   | 3400   |
| 21 | Cartilage       | 3500                            | 0.47                                   | 1600  | 9000   |
| 22 | Fluid           | 3900                            | 0.51 <sup>(2)</sup>                    | 0 <sup>(3)</sup>  | 0 <sup>(3)</sup>   |
| 23 | Skin            | 3500                            | 0.42                                   | 1620  | 9100   |
| 24 | Intestine       | 3700                            | 0.56                                   | 9500  | 53000  |
| 25 | Tooth           | 1300                            | 0.4                                    | 610   | 3400   |
| 26 | Grey matter     | 3700                            | 0.57                                   | 7100  | 40000  |
| 27 | Lens            | 3000 <sup>(1)</sup>             | 0.4 <sup>(1)</sup>                     | 0 <sup>(1)</sup>  | 0 <sup>(1)</sup>   |
| 28 | Lung outer      | 3600                            | 0.14                                   | 1700  | 9500   |
| 29 | Intestine       | 3700                            | 0.56                                   | 9500  | 53000  |
| 30 | Sclera          | 4178 <sup>(1)</sup>             | 0.6 <sup>(1)</sup>                     | 14250 <sup>(3)</sup>  | 103000 <sup>(1)</sup>  |
| 31 | Lung inner      | 3600                            | 0.14                                   | 1700  | 9500   |
| 32 | Pancreas        | 3500                            | 0.54                                   | 7300  | 41000  |
| 33 | Blood           | 3900                            | 0.51 <sup>(2)</sup>                    | 0 <sup>(3)</sup>  | 0 <sup>(3)</sup>   |
| 34 | CSF             | 4200                            | 0.62                                   | 0   | 0  |
| 35 | Vitreous humor  | 4178                            | 0.59                                   | 0   | 0  |
| 36 | Kidney          | 3900                            | 0.54                                   | 48000   | 270000   |
| 37 | Bone Marrow     | 2700                            | 0.22                                   | 5700  | 32000  |

|    |                   |                     |                     |                  |                  |
|----|-------------------|---------------------|---------------------|------------------|------------------|
| 38 | Urine             | 4186 <sup>(3)</sup> | 0.49 <sup>(3)</sup> | 0 <sup>(3)</sup> | 0 <sup>(3)</sup> |
| 39 | Testicles         | 3800                | 0.53                | 64000            | 360000           |
| 40 | Bone (Cancellous) | 1300                | 0.4                 | 590              | 3300             |

Таблица 3. Значение термальных материальных характеристик. Те значения, над которыми не стоят указатели, взяты из [56], те, у которых (1) - из [57], (2) - из [58], (3) - из [59]

В качестве граничного условия на границе раздела тела и воздуха используется конвекционное условие:

$$H \cdot (T_s - T_e) = -k \frac{\partial T}{\partial n} \quad (3.3)$$

где  $H$ ,  $T_s$ , и  $T_e$ , означают соответственно, коэффициент конвекции, температуру поверхности тела, и внешнюю температуру воздуха [61]-[62],  $n$  – нормальное направление к поверхности. Для коэффициента конвекции было взято значение  $8.3 \text{ Вт м}^{-2} \text{ }^\circ\text{С}^{-1}$  [56]. Для большинства расчетов в данной работе (если не оговорено отдельно) внешняя температура принимается равной  $22 \text{ }^\circ\text{С}$ .

### 3.3 Ограничения, накладываемые стандартами безопасности



Перед тем, как перейти к обсуждению результатов, нам необходимо выяснить критерии оценки рассматриваемых величин. Естественно, для этого необходимо обратиться к стандартам безопасности. На сегодняшний день, как сказано в введении, существует два основных международных стандарта, на которые ссылаются все остальные – стандарт, созданный Международной Коммиссией по защите от Неионизирующего Излучения (the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, ICNIRP) [5], а так же Институтом Инженеров по Электротехнике и Электронике (the Institute of Electrical and Electronics Engineers, IEEE) [6-12]. Сегодня оба они определяют допустимые значения для величин SAR, усредненных на 10г. Но так было не всегда. В частности, до 2005 года IEEE оперировал величиной SAR, усредненной на 1г. Изначально в стандарте IEEE SAR определили для всего тела, и установили предел допустимого значения на уровне 4 Вт/кг. Потом для запаса разделили уровень на 10, тем самым получили 0.4 Вт/кг для всего тела (Whole Body average). Это стало пределом для контролируемого облучения. Как было сказано во введении, существует два стандарта – для тех, кто в меру специальности находится под облучением (например, полицейские во время использования мощных раций), и для широкой общественности. Во втором случае это значение поделили на 5, тем самым получили 0.08 Вт/кг. Далее, где-то лет 25 назад провели довольно грубый расчет на однородном сфероиде на рассматриваемых частотах, и получили, что в том случае, когда достигается предел для значений SAR, усредненных на все тело, значения 1г SAR приблизительно раз в 20 больше.

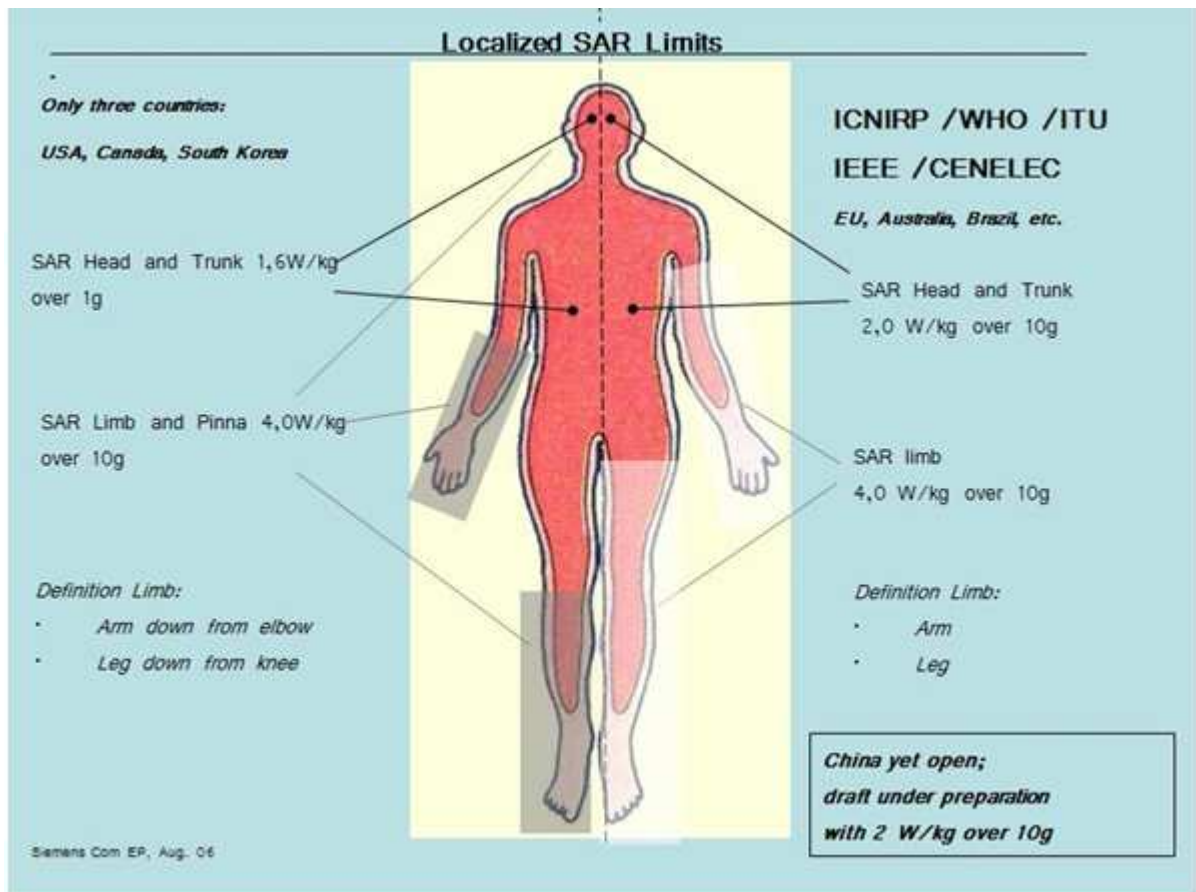


Рис. 3.8 Стандарты безопасности, используемые в разных странах

Таким образом, в стандарте для 1г величин SAR появилось число 1.6 Вт/кг.

Что касается 10г величин SAR, которые используются на сегодняшний день (для IEEE с 2005 года [12]) в обоих стандартах, с самого начала эта масса была выбрана

приблизительно равной массе глаза, потому что ученые установили, что при определенных перегревах, связанных с поглощением ЭМ энергии, может развиваться катаракта. Поэтому решили ограничить уровень поглощенной мощности на глаз, т.е. на 10г. Разделив критическую величину на 10, получили уровень в 10 Вт/кг для величин 10г SAR в случае контролируемого облучения. Разделив далее еще на 5, получили значение для широкой общественности, равное 2 Вт/кг для величин 10г SAR. Большинство стран (кроме США, Канады и Южной Кореи), используют эти стандарты (см. Рис. 3.8). Что касается этих трех стран, они пользуются пока ограничениями, разработанными для 1г. Но это скорее атавизм, и будет пересмотрено в ближайшее время.

Необходимо отметить так же, что в последнем IEEE стандарте [12] есть ссылки на температурные ограничения. В частности, в разделе 3.1.75 данного документа приводится ограничение для роста температуры во всем теле не более 1 °С. Помимо этого, из того же документа взята таблица 4.

| Результат                                | Вид/орган/ткань  | Ограничения ( °С, Вт/кг)                       | Время воздействия | ссылки    |
|--|--|--|-------------------|-----------|
| Тепловой удар                            | Человек (темп. тела)                                     | >42 °С   | <i>T x t</i>      | [57]      |
|  | Человек (темп. мозга)                                    | ≥40.5 °С                                       | <i>T x t</i>      | [58]      |
| Нарушение работы ЦНС                     | Человек ЦНС  | 42-43 °С                                       | <i>T x t</i>      | [57]      |
| Некроз кожи                              | Человек  | 43 °С  | 10-12ч            | [59]      |
| Некроз кожи                              | Человек  | 55-50 °С                                       | 3-10с             |           |
| Ожог 3 степени                           | Человек  | 43 °С  | 100 мин           |           |
| Ожог 3 степени                           | Человек  | 60 °С  | 5 с               |           |
| Покальв. Боль                            | Человек  | 45 °С  | 3-10 с            |           |
| Термалън. Поврежд                        | Крысы, мыши, кошки, собаки (спинной мозг, головной мозг) | 43-44 °С                                       | от 1 до 80 мин    | [59]      |
| Аномалии зародыша                        | Крыса (все тело)   | Рост на 2-2.5 °С                               | От 10 мин до 1ч   | [60]      |
| Нарушения поведения                      | Крыса (все тело)<br>Обезьяна (все тело)                  | Рост на 1°С,<br>4 Вт/кг                        | 40-60 мин         | [61]-[63] |
| Катаракта                                | Кролик (глаз)  | >41 °С<br>(>150 Вт/кг)                         | >30 мин           | [64]-[66] |
| Конвульсии                               | Мышь   | 44 °С  |                   | [67]      |
| Возрастание пропускной способности в ВВВ | Крыса  | >40 °С<br>температура мозга (>4 Вт/кг WBA SAR) | 4ч                | [68]-[71] |

Таблица 4. Температурные ограничения из IEEE стандарта 2005 года [12]

Из таблицы 4 можно почерпнуть множество интересной информации в связи с тепловыми эффектами, имеющими место в организме человека и некоторых животных, а так же относительно температурных ограничений, накладываемых ими.

### 3.4 Результаты расчетов

### 3.4.1 Результаты электродинамических расчетов

Имея представление о границах допустимых значений, мы имеем возможность проанализировать полученные результаты. Неоднородная модель человека облучена плоской ЭМ волной с плотностью мощности  $1 \text{ мВт/см}^2$ , имеющей гармоническую форму возбуждения. Волна, как сказано выше, падает на объект с трех сторон, спереди, сзади и справа, в каждом случае рассматриваются E и H поляризации. Частотный диапазон был выбран с 30 до 1000 МГц, а именно 30, 75, 100, 150, 300, 450, 800 и 1000 МГц. В данном параграфе показано, какой характер имеет зависимость максимальных значений SAR, полученных для различных масс усреднения, от частотного диапазона и при различных условиях падения волны, а так же насколько данные условия облучения удовлетворяют установленным стандартам безопасности. Далее Рис. 3.9-3.12 будут представлены максимальные значения точечного, 1 и 10 граммового, а так же усредненного на массу всего тела распределений SAR соответственно. Результаты сгруппированы следующим образом: справа представлены значения максимальные для случаев падения плоской волны спереди, сзади и справа, при E-поляризации, а слева – при H-поляризации.

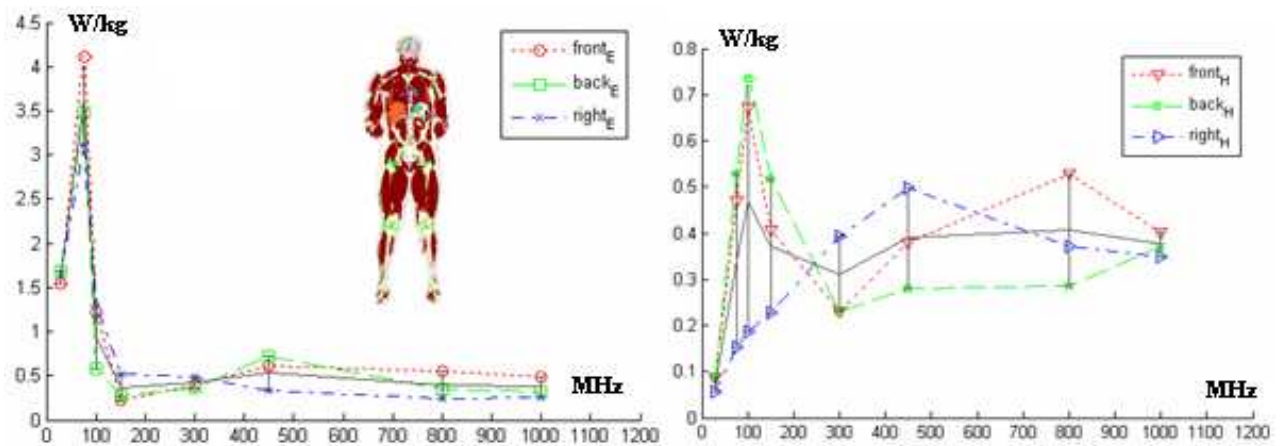


Рис. 3.9 Максимальные значения точечный SAR, результаты объединены по поляризациям, E (слева) и H (справа)

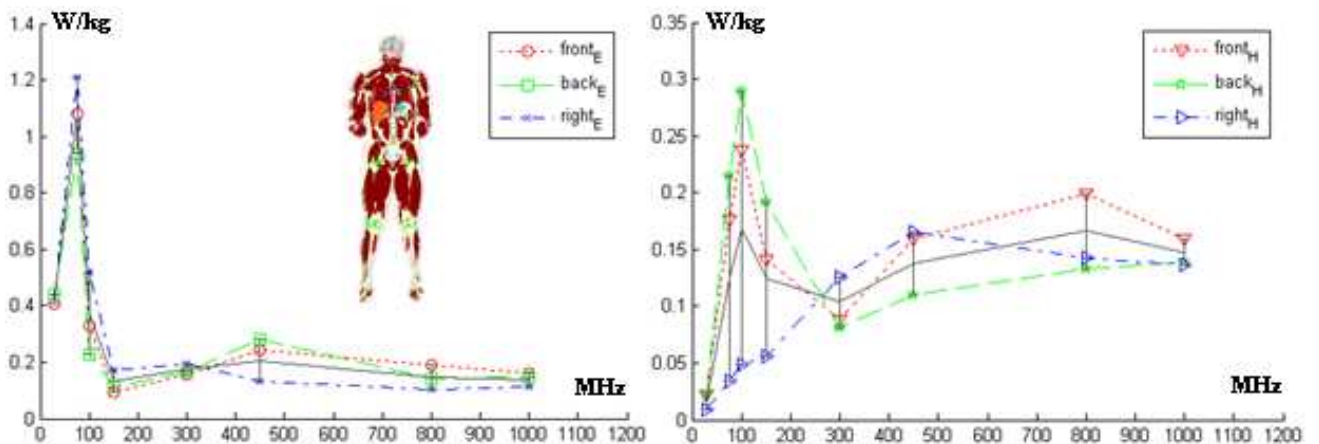


Рис. 3.10 Максимальные значения 1г SAR, результаты объединены по поляризациям, E (слева) и H (справа)

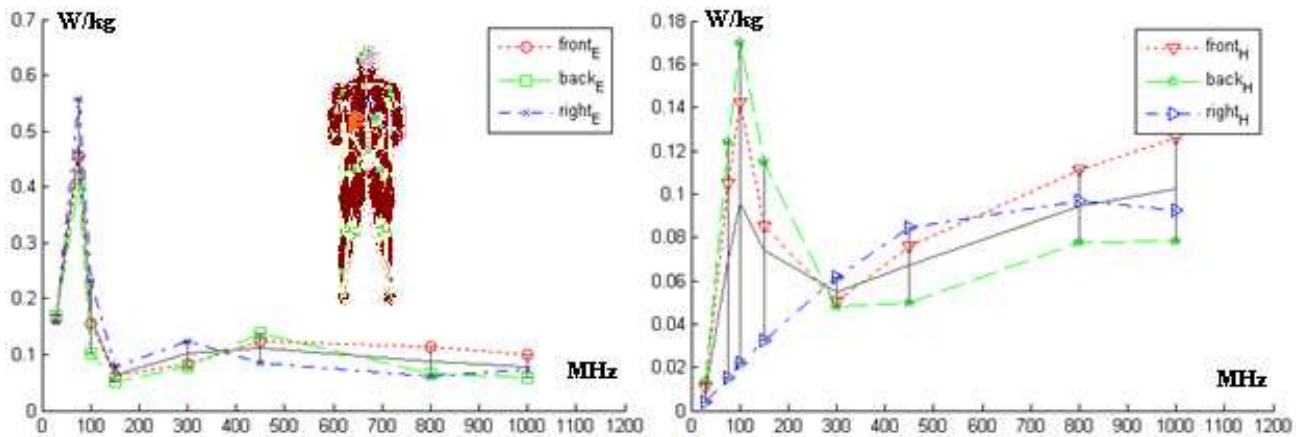


Рис. 3.11 Максимальные значения 10г SAR, результаты объединены по поляризациям, E (слева) и H (справа)

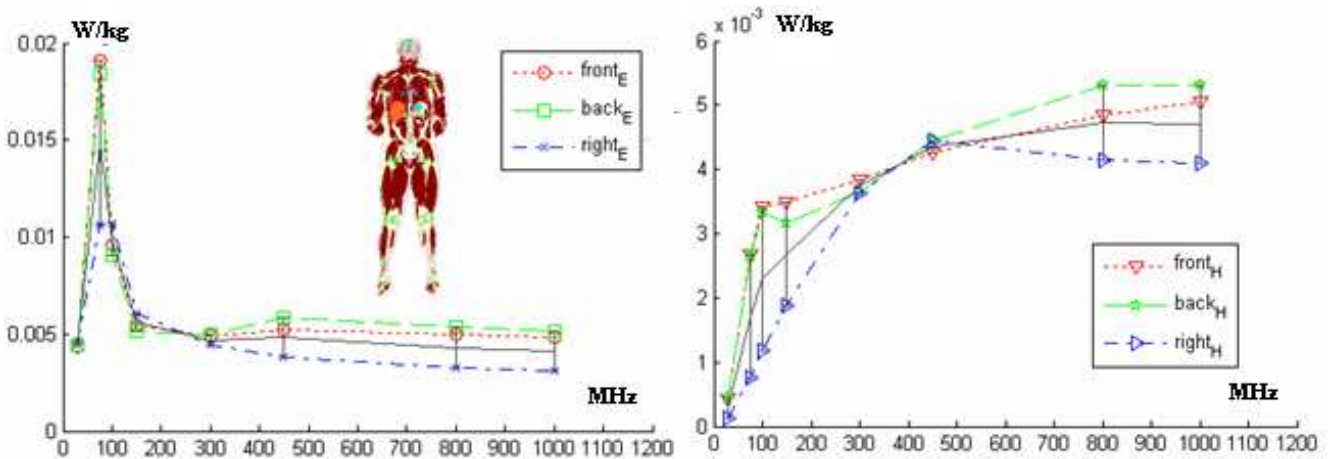


Рис. 3.12 Значение SAR, усредненного на всю массу, результаты объединены по поляризациям, E (слева) и H (справа)

Как может быть замечено из Рис. 3.9-3.12, в случае E-поляризации максимальные значения SAR достигаются при 75МГц, вне зависимости от направления падения. Это может быть объяснено следующим образом. Допустим, для простоты рассуждений, вся модель человека заполнена мускулом. Тогда на частоте 75МГц при данной высоте оказывается, что в его тело помещается 4 длины волны, что приводит к резонансу. Таким образом, максимальное значение на этом диапазоне обусловлено именно резонансом. Этот факт описан в [63]. Помимо этого интересным является то, что в случае E-поляризации, вне зависимости от массы усреднения, все максимальные значения имеют практически одинаковую частотную зависимость.

В случае H-поляризации падающей волны максимальные значения SAR меньше в несколько раз. Но в любом случае мы можем наблюдать некоторые резонансные феномены. Для плоской волны, идущей спереди и сзади, максимум наблюдается на 100МГц. А для поля, падающего справа на 450МГц. Это может быть объяснено тем, что в случае различного падения разные размеры человека могут становиться резонансными, и, соответственно, на разных частотах могут наблюдаться максимумы.

Здесь необходимо отметить, что все максимальные величины являются в соответствии с ограничениями, диктуемыми стандартами. В частности, для 1г SAR в случае стандартов, используемых в США, Канаде, а так же Южной Кореи, значение, полученное нами – 1.2 Вт/кг, меньше 1.6 Вт/кг, указанного в стандарте. Что касается других стран, в которых приняты ограничения на 10г SAR в пределах 2 Вт/кг, как показано на Рис. 3.11, значения значительно меньше. То же самое можно сказать и относительно SAR, усредненного на массу всего тела. Как видно из Рис. 3.12, эти значения на несколько порядков меньше 4 Вт/кг.

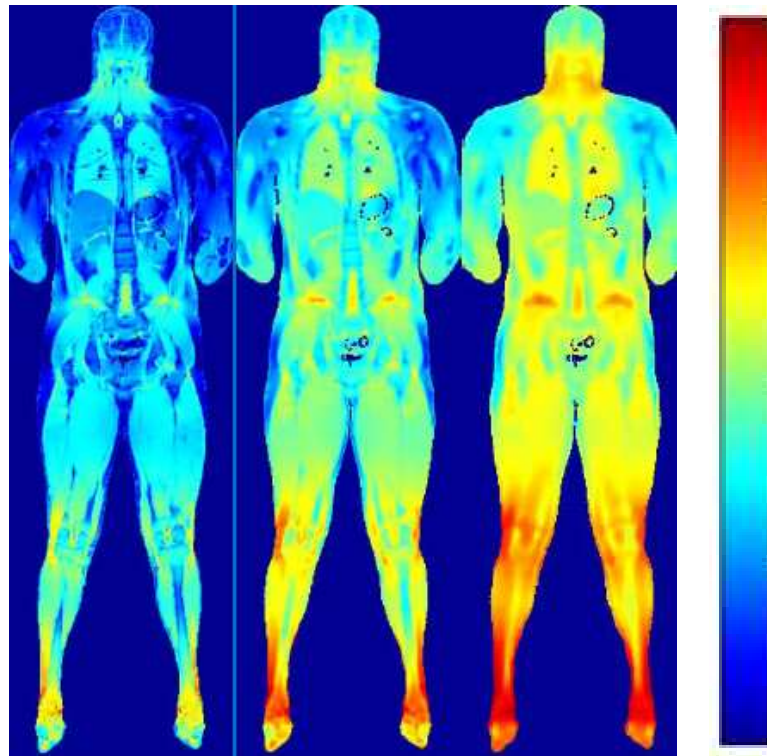


Рис. 3.13 Распределения точечного, 1г и 10г SAR, плоская волна на 30МГц падает спереди, Е-поляризация. Все 3 распределения представлены в децибельной шкале

На Рис. 3.13 представлены распределения точечного, 1г а так же 10г SAR в случае падения плоской волны на 30МГц Е-поляризации спереди на тело. Как видно из распределений, с ростом массы усреднения распределение становится все более “размытым”. В следующем разделе этой главы, посвященном освещению температурных результатов, будет представлено распределение роста температуры, и, сравнивая это распределение с Рис. 3.13 можно будет визуальнo оценить, что при определенной массе усреднения распределение SAR становится похожим на распределение роста температуры.

Хотелось бы отметить в этом разделе: как показывают результаты расчетов, на всех рассматриваемых частотах максимальный SAR локализуется в кистях, лодыжках, на носу, и в генеталиях. Эти результаты полностью совпадают с результатами, освещенными в [64].

### 3.4.2 Результаты термальных расчетов



В данном параграфе обсуждаются результаты термальных расчетов, рассматриваются распределения температуры, роста температуры, зависимость роста температуры внутри различных тканей от внешней температуры окружающей среды, а так же зависимость от времени облучения. Как было неоднократно сказано до этого, температура является важной характеристикой, поскольку эффекты, учитываемые в основных существующих стандартах безопасности, являются термальными. Поэтому полученные здесь результаты являются существенными.

Рассмотрим результаты по порядку. Первоначально обратимся к результатам, являющимся логическим продолжением исследований, рассмотренных нами в параграфе 3.4.1.

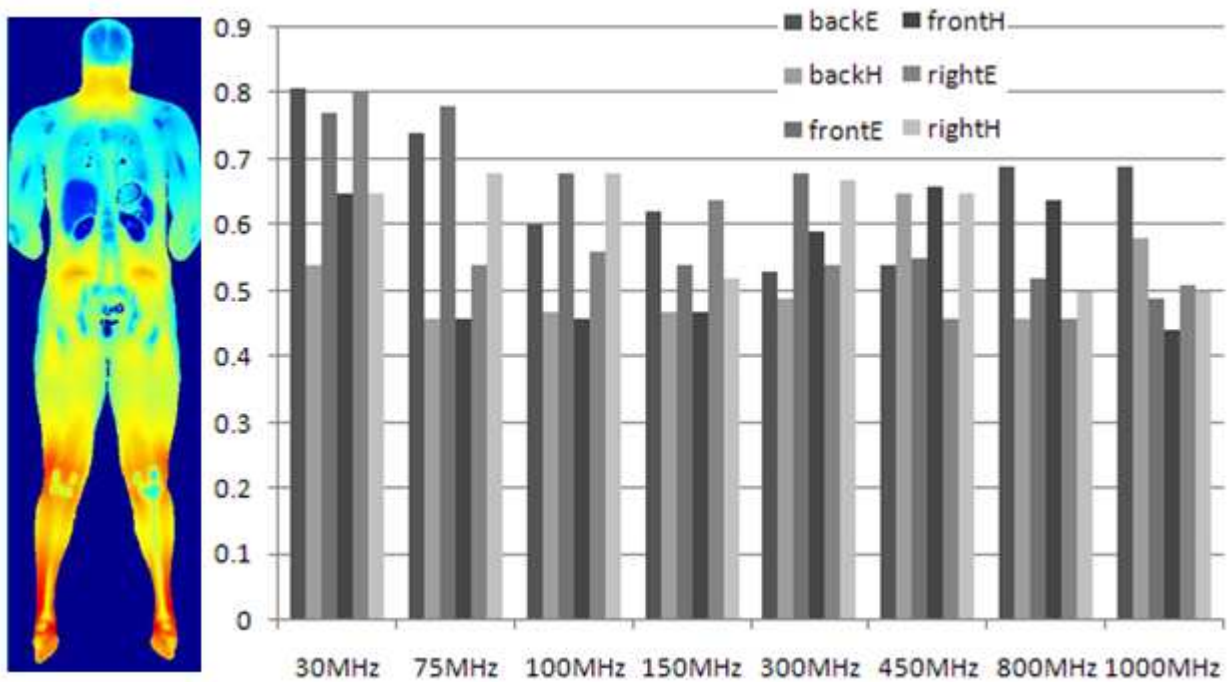


Рис. 3.14 Распределение роста температур в случае (слева), значения роста температур в зависимости от падения волны и частоты (справа)

В начале, используя уравнение 3.2, без учета влияния поглощенной ЭМ энергии, а так же термальные характеристики тканей, представленные в таблице 2, нами было получено начальное распределение температуры. Априори измерить локально температуры тканей живого человека не представляется возможным, поэтому на помощь приходит компьютерное моделирование. В дальнейшем, используя в качестве входных параметров распределения точечного SAR, полученных в описанных выше ЭМ исследованиях, и, учитывая в уравнении 3.3 член, ответственный за рост температуры посредством перехода ЭМ энергии в тепло, нами были получены соответственные распределения роста температуры. Необходимо отметить, что во всех подобных расчетах величины SAR были нормированы на максимальное значение  $10\text{г SAR}$  равное  $10\text{Вт/кг}$ , что соответствует максимально допустимому значению, описанному в стандартах, соответствующих контролируемому излучению. Соответствующие значения роста температуры можно увидеть на Рис. 3.14. Как мы видим, значения роста температур колеблются в диапазоне от  $0.45\text{ }^\circ\text{C}$  до  $0.8\text{ }^\circ\text{C}$ . Помимо этого, на Рис. 3.14 представлено одно из распределений роста температуры (слева), соответствующее случаю облучения, описанному на Рис. 3.13. Тем самым мы можем визуально сравнить распределения, и заметить, что  $10\text{г}$  распределение наибольшим образом

соответствует распределению роста температуры. Вопрос соответствия подобных распределений будет подробно обсужден в главе 5.

Помимо этого, в рамках проекта GNSF/ST06/4-015 был рассмотрен вопрос, представляющий отдельный интерес. Дело в том, что как сказано в стандартах безопасности ограничения на величины SAR рассматриваются при нормальной температуре, коей берется  $24^{\circ}\text{C}$  и меньше. В других случаях, при более высокой внешней температуре, сказано, что соответственные величины SAR должны быть уменьшены. Но как именно, насколько при изменении внешней температуры, не сказано. Эта часть исследования может помочь пролить свет на данный вопрос. На Рис. 3.15 и 3.16 представлены температуры в некоторых особенно чувствительных тканях при условии, что внешняя температура равна  $22^{\circ}\text{C}$ ,  $30^{\circ}\text{C}$ ,  $35^{\circ}\text{C}$ ,  $40^{\circ}\text{C}$  и  $45^{\circ}\text{C}$ .

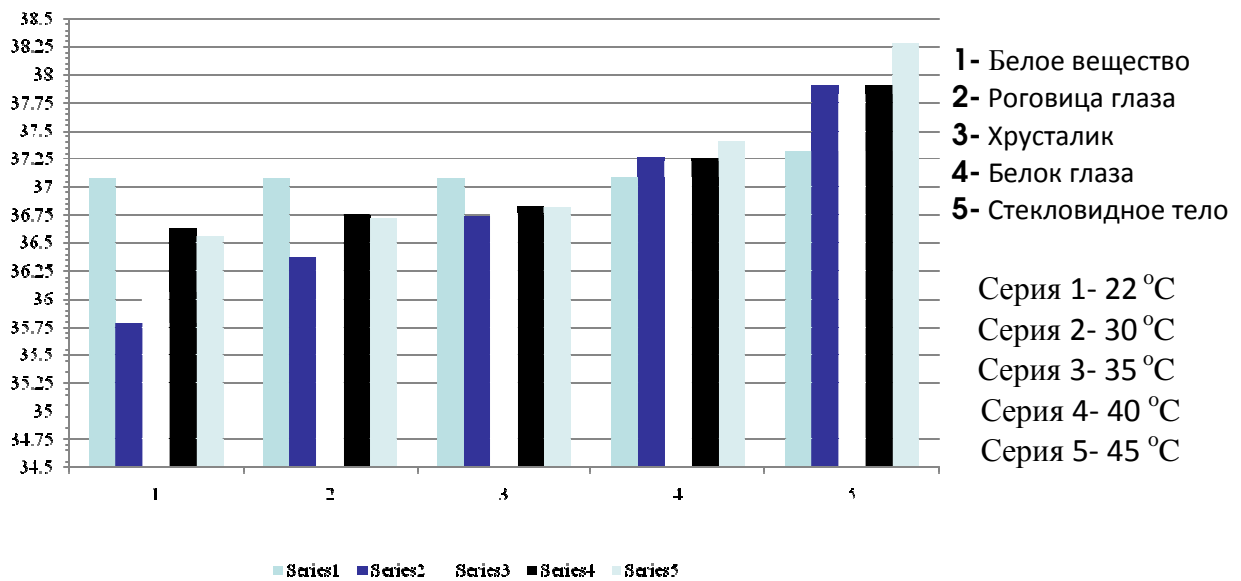


Рис. 3.15 Температура в тканях до начала облучения

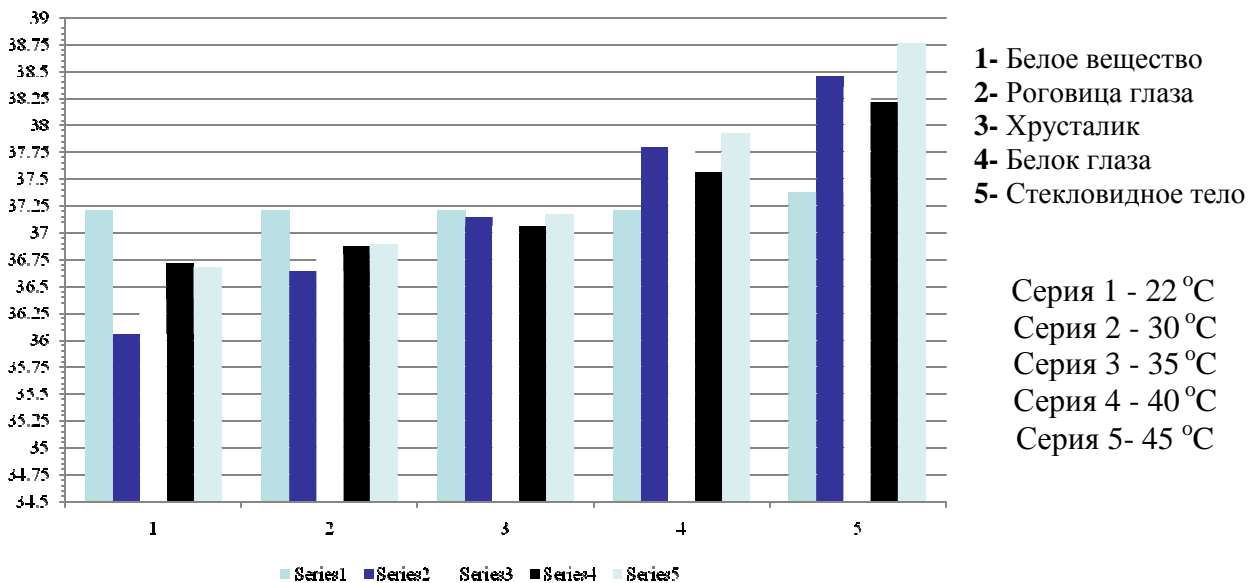


Рис. 3.16 Температура в тканях после начала облучения

И, наконец, последние результаты, которые интересно было бы рассмотреть в этой главе. На Рис. 3.17, 3.18 и 3.19 представлен рост температуры вдоль некоторых направлений, соответствующий нагреву за счет облучения дипольной антенной модели человека на 900МГц в динамике (1, 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20, 30, 45, 60, 75, 90, 120, 180 мин). Результаты нормализованы на 10Вт/кг.

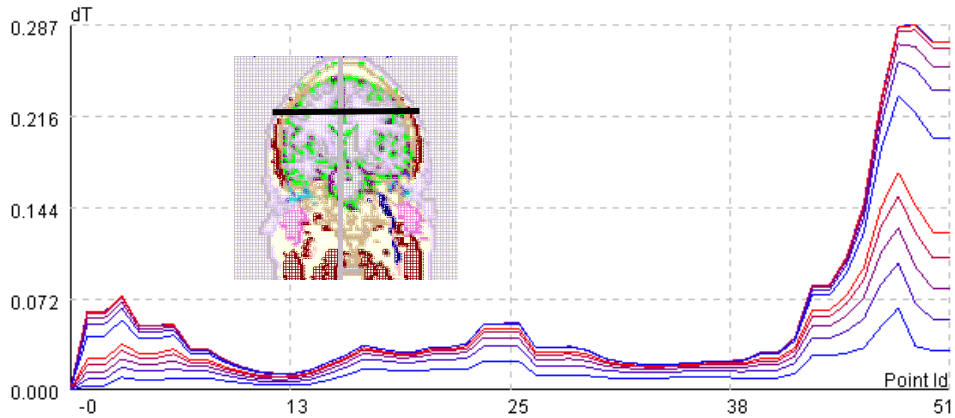


Рис. 3.17 Рост температуры в голове (область мозга)

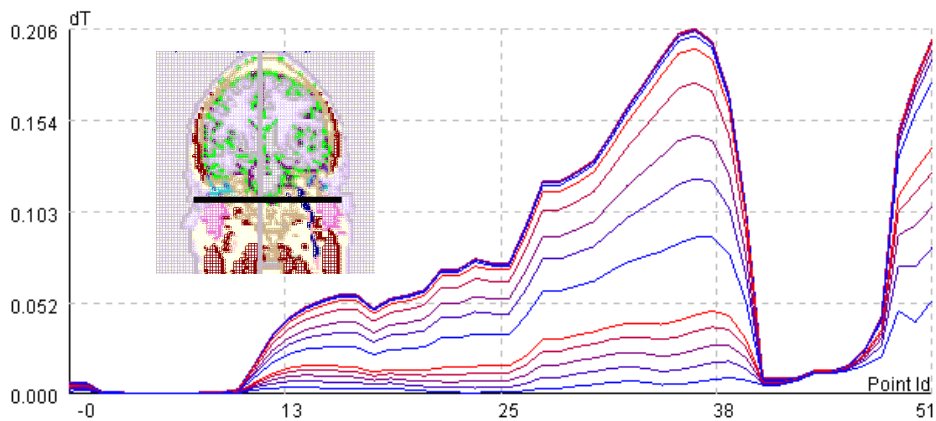


Рис. 3.18 Рост температуры в голове (на уровне ушей)

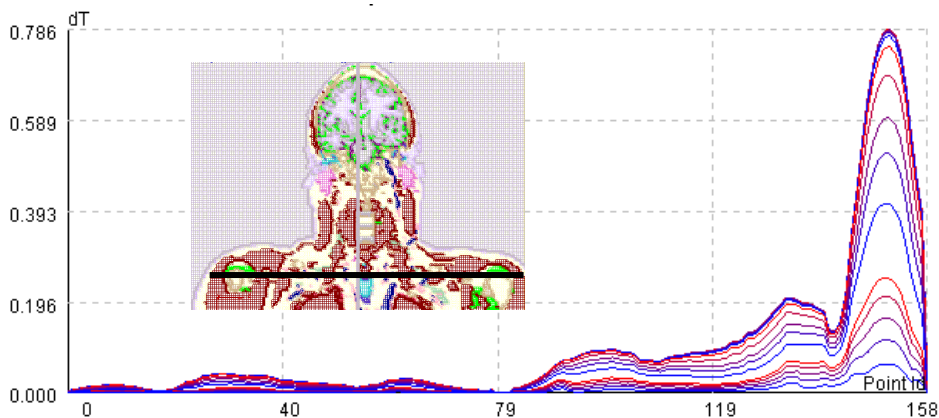


Рис. 3.19 Рост температуры вдоль плеч



Как видно, максимальный рост температуры не превосходит  $0.79\text{ }^{\circ}\text{C}$ , и он наблюдается вдоль плеч. Что касается головы, то там максимальный рост температуры около  $0.3\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Максимальная температура равна  $38.8\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

### **Заключение к главе**

Данная глава является одной из ключевых в диссертации. Это – первая глава, в которой обсуждались результаты расчетов, оценивающих воздействие ЭМ поля на человека. Поэтому впервые именно в ней довольно подробно были представлены модели, использованные при расчетах. Основной задачей автора было описать расчеты и расчетную модель с такой детализацией, чтобы любой заинтересовавшийся мог повторить расчеты при желании. При проведении термальных расчетов возникла проблема: если в случае электродинамических расчетов имелась возможность получить все необходимые параметры в зависимости от частоты, используя аппроксимации Коле-Коле [54]-[55], то в случае термических характеристик общей базы для всех представленных в модели человека параметров не существовало. Поэтому, комбинируя данные из четырех статей [56]-[59], в каждой из которых была лишь часть необходимых параметров, была составлена общая база. Она представлена в параграфе 3.2.6, и может представлять отдельный интерес для исследователей, занимающихся решением термальных задач на человеке.

В параграфе 3.2.4 представлены сведения, необходимые для получения представления об алгоритме усреднения IEEE [35]. Понимание этого вопроса необходимо для восприятия результатов расчетов, представленных как в этой главе, так и в главе V.

Особый интерес представляет параграф 3.3, в котором кратко рассмотрены основные текущие стандарты безопасности, принятые в разных странах, а так же ограничения, накладываемые ими.

Результаты исследований, представленные в данной главе, связаны с оценкой воздействия ЭМ поля при нахождении человека в близости к передающим антеннам базовых станций, используемых, например, для установления мобильной сотовой связи. Эти результаты были получены в рамках выполнения в Лаборатории прикладной электродинамики (Тбилисский Государственный Университет) двух крупных проектов – “Free space EM field assessment” (WP3) - проекта в рамках программы сотрудничества Форума Производителей Мобильных Телефонов (Mobile Manufacturers Forum (MMF)) и Ассоциации Глобальной Системы Мобильной Связи (GSM Association), 2005-2006, а так же проекта “Electromagnetic Pollution and Health Safety Investigation” (GNSF/ST06/4-015), спонсируемого Национальным Научным Фондом Грузии (Georgian National Scientific Foundation), 2006-2008 гг. Основной целью проведенных в рамках этих проектов исследований было изучение воздействия на неоднородную модель человека облучения плоской волной в широком диапазоне частот, с учетом различного падения и разной поляризации волны. Основными изучаемыми характеристиками являлись усредненные на разные массы распределения SAR, а так же распределение роста температуры, возникшего при облучении человека и трансформации ЭМ энергии в тепло. Параграф 3.4 полностью посвящен рассмотрению полученных результатов. Данные результаты интересны тем, что на момент проведения расчетов подобного крупномасштабного исследования воздействия ЭМ волны на модель человека в широком диапазоне частот (30-1000МГц) с большим количеством различных падений волны (3 различных направления падения, в каждом случае по 2 поляризации), не существовало. Интересна была комплексность исследования, т.е. как анализ величин SAR, так и роста температуры. Как показывают результаты исследования, в случае E-поляризации максимальные значения SAR достигались при 75МГц, этот максимум имел резонансный характер. Этот феномен совпадает с результатами, описанными [63]. Помимо этого интересным является то, что в случае E-поляризации, вне зависимости от массы усреднения, все максимальные значения имели практически одинаковую частотную зависимость. Что касается H-поляризации падающей волны, максимальные значения SAR были в несколько раз меньше аналогичных значений при E-поляризации. Несмотря на это, можно наблюдать некоторые резонансные феномены на 100МГц и 450МГц. Необходимо отметить, что все максимальные величины являются в соответствии с ограничениями, диктуемыми стандартами. В частности, для 1г SAR в случае стандартов, используемых в США, Канаде, а так же Южной Корее, полученное значение – 1.2 Вт/кг, меньше 1.6 Вт/кг, указанного в стандарте. Что касается других стран, в которых приняты ограничения на 10г SAR в пределах 2 Вт/кг, как показано на Рис. 3.11, значения значительно меньше. То же самое можно сказать и относительно SAR, усредненного на массу всего тела. Эти значения на несколько порядков меньше 4 Вт/кг.

В отношении термических расчетов необходимо отметить, величины SAR были нормированы на максимальное значение 10г SAR равное 10Вт/кг, что соответствует максимально допустимому значению, описанному в стандартах, соответствующих контролируемому излучению. Как показано в параграфе 3.4.2, значения роста температур колеблются в диапазоне от 0.45 °С до 0.8 °С. Помимо этого, читатель имеет возможность видеть из представленных распределений SAR и соответствующего роста температуры, что 10г распределение наибольшим образом соответствует распределению роста температуры. Этот вопрос будет подробно изучен в главе V.

Помимо этого, в рамках проекта GNSF/ST06/4-015 был рассмотрен вопрос, представляющий отдельный интерес. Дело в том, что как сказано в стандартах безопасности ограничения на величины SAR рассматриваются при нормальной температуре, коей берется 24°C и меньше. В других случаях, при более высокой внешней температуре, сказано, что соответственные величины SAR должны быть уменьшены. Но как именно, насколько при изменении внешней температуры, не указано явно. Эта часть исследования помогла изучить тенденции роста температуры под действием поглощения ЭМ энергии при различных температурах окружающей среды.

## Глава IV

### Оценка воздействия электромагнитного поля на человека в различных сценариях

Для того, чтобы получить реалистичную информацию о воздействии электромагнитного поля на человека, нельзя его рассматривать всегда в свободном пространстве, необходимо учитывать и воздействие окружающей среды. Основной темой этой главы является рассмотрение влияния различных сценариев на воздействие полей на человека. Для рассмотрения реалистичной неоднородной модели человека, описанной в 3.2.2 и помещения ее в различные сценарии, например, в комнату с окном и дверью, либо около холма, необходимо использовать метод КРВО, и для представления самих сценариев в виде расчетной сетки необходимы большие вычислительные ресурсы. В данной главе представлен подход, позволяющий в терминах SAR заменить неоднородную модель на однородную, и, используя для расчетов МВИ, для учета сценариев довольствоваться мощностями простого настольного компьютера. Подход визуально представлен на Рис 4.1.

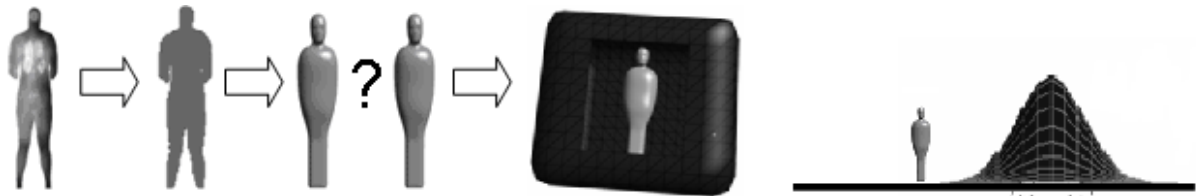


Рис. 4.1 Переход от неоднородной модели к соответствующей ей однородной с целью помещения ее в различные сценарии облучения

Были рассмотрены четыре разные модели. Первая – неоднородная модель, представленная в параграфе 3.2.2 (далее будем называть ее модель I). Вторая – модель, полученная из предыдущей путем сохранения формы и полном заполнении ее материалом мускула (модель II), она была использована с целью проверить, насколько на модель влияет фактор формы сам по себе. Следующие две модели так же однородны, и представляют следующее упрощение. Они основаны на специально подготовленной САПР (система автоматизированного проектирования) модели, и отличаются тем, что первая из этих двух моделей сохраняет размеры модели I, а вторая – ее вес. Далее будем называть их соответственно модели III и IV. Результаты, полученные для всех четырех моделей, будут сравнены с точки зрения соответствия значений SAR.

Первое, что необходимо сделать – рассмотреть корректность перехода I – II. Если окажется, что уже при этом переходе модели плохо соответствуют друг другу, надо будет пересмотреть подход. Соответствие между максимальными значениями SAR, полученными при использовании данных моделей при облучении плоской волной с различных сторон (аналогично расчетам, описаным в части 3) в широком частотном диапазоне представлены в параграфе 4.1.1. В параграфе 4.1.2 рассмотрены, соответственно, модели III и IV, их максимальные значения SAR сопоставлены с аналогичными значениями для неоднородной модели, что в случае хорошего соответствия позволит выбрать соответствующую упрощенную модель. Наконец, в параграфе 4.2 выбранная упрощенная модель помещается в несколько различных сценариев. Схематически, основную идею данной главы можно представить следующим образом:

- 1) Сравнить результаты вычислений, полученных для неоднородной и соответствующей ей по форме заполненной материалом мускула однородной моделей при облучении плоской волной при различных падениях в частотном диапазоне 30МГц – 1ГГц, проверить, возможна ли замена в принципе.
- 2) Изучить несколько упрощенных однородных моделей, сравнить результаты с полученными ранее результатами для неоднородной модели. Выбрать наиболее подходящую упрощенную однородную модель.
- 3) Поместить выбранную однородную модель в некоторые сценарии, произвести оценку влияния ЭМ полей на человека при учете сценариев.

## 4.1 Сравнение моделей

### 4.1.1 Сравнение неоднородной и соответствующей ей по форме однородной моделей

Первый шаг на пути замены реалистичной неоднородной модели соответствующей ей однородной с последующим помещением ее в различные сценарии проходит через сверку двух первых моделей. То, что форма у них одинаковая, даст возможность изучить отдельно эффект, связанный с заменой неоднородной модели однородной. В качестве материала, как сказано выше, был выбран мускул, потому что в пропорциональном соотношении он присутствует в теле в наибольшем количестве. Обе модели облучены плоской волной, падающей на них спереди, сзади и справа, E и H поляризации (аналогично представленному в главе 3 исследованию), облучение происходит в диапазоне 30МГц – 1ГГц. На Рис. 4.2 в качестве представлено распределение 10г SAR при облучении моделей I и II сзади плоской волной E поляризации на 800МГц. Как видно из рисунка, распределения во многом схожи, что показывает, что форма и размеры, и, соответственно, резонансные явления, играют не последнюю роль в распределении SAR. Сравнение распределений на упрощенном теле вселяет

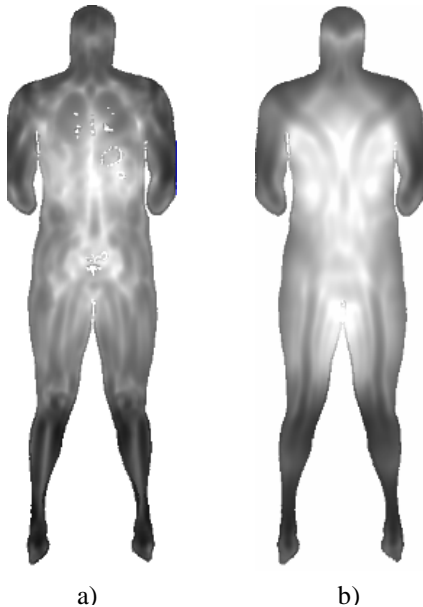


Рис. 4.2 Распределение 10г SAR в случае облучения неоднородной (слева) и однородной (справа) моделей плоской волной сзади на 800МГц

определенную надежду на то, что переход между моделями I – II имеет смысл. Тем не менее, если рассмотреть отдельно часть тела, например, голову, можно убедиться, что области с максимальными значениями могут быть локализованы в разных местах, что продиктовано локальными свойствами материалов. Поэтому нужно понимать, что эта замена скорее имеет смысл в контексте определения максимальных значений.

На Рис. 4.3 и 4.4 представлены максимальные значения 10г SAR,  $\phi$  так же значения, усредненные на всю массу (Whole Body Average - WBA) в зависимости от частоты для обоих случаев. Оба рисунка разделены на верхнюю и нижнюю части, сверху рассмотрены графики для E поляризации, снизу – для H поляризации. Как может быть заключено из сравнительного анализа, в случае E поляризации максимальные значения ведут себя одинаково, в обоих случаях имеет место максимум на 75МГц, что, как уже было сказано в анализе результатов главы 3,

обусловлено резонансом по высоте человека, сами максимальные значения тоже близки. Что касается H поляризации, соотношение немного хуже, чем в предыдущем случае, но тоже довольно неплохое. Так же необходимо отметить, что значения WBA SAR лучше коррелируют, чем распределение 10г SAR.

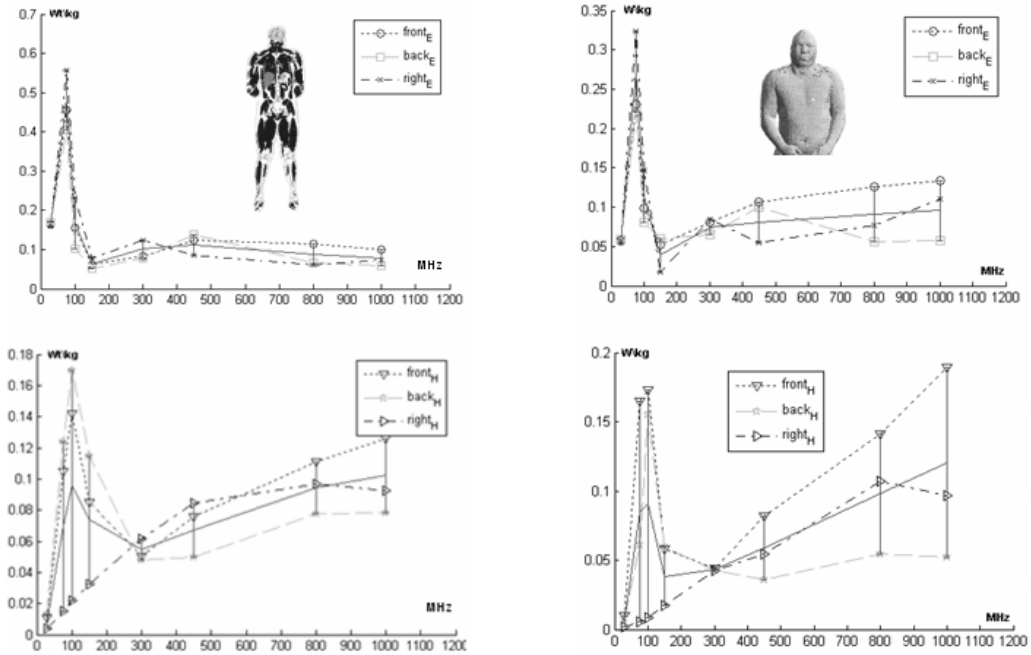


Рис. 4.3 неоднородная модель (слева), однородная (справа),  
Максимальные значения 10г SAR, E (сверху) и H (снизу) поляризации

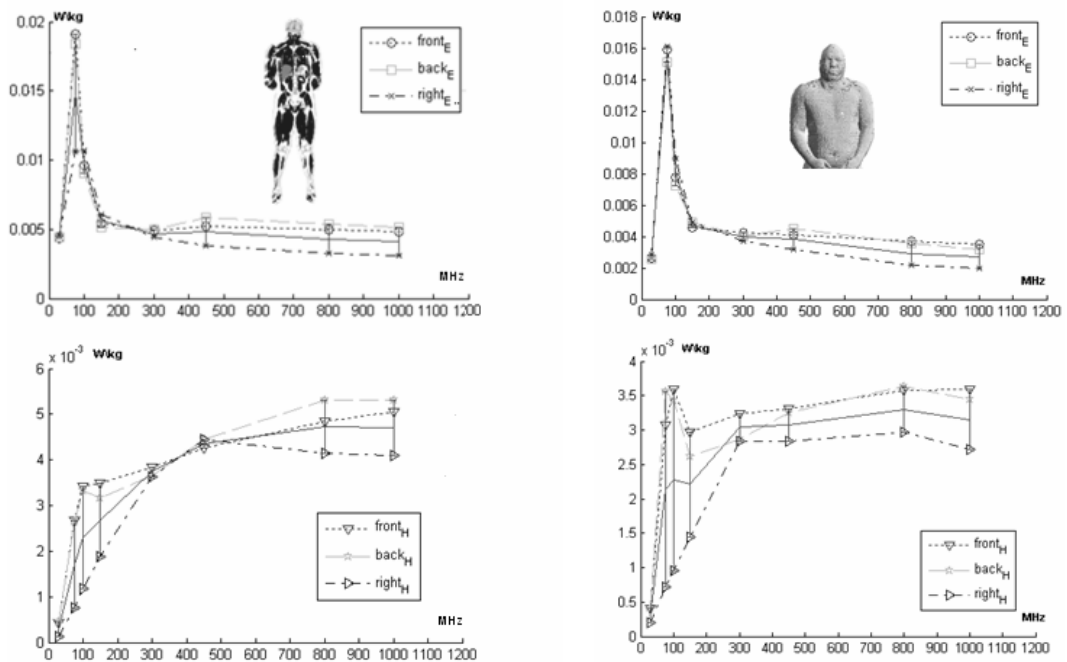


Рис. 4.4 неоднородная модель (слева), однородная (справа),  
Значения WBA SAR, E (сверху) и H (снизу) поляризации

Представленные выше результаты были проанализированы визуально. В качестве следующего шага на пути к анализу соответствия моделей воспользуемся статистическими показателями. Ниже представлены данные для 1г, 10г максимальных значений, а так же WBA, по 96 величин в каждом случае. Анализ соответствий ведется с применением анализа угла наклона линии тренда, а так же величины  $R^2$  (среднеквадратическое отклонение). Чем

ближе первая величина к 1, тем множества лучше коррелируют, чем ближе  $R^2$  к 1, тем достовернее линия тренда описывает ситуацию.

| I             | Плоская волна – Вертикальная (E) поляризация |          |          | Плоская волна – Горизонтальная (H) поляризация |          |          |
|---------------|--|----------|----------|--|----------|----------|
|               | Спереди                                      | Сзади    | Справа   | Спереди  | Сзади    | Справа   |
| Частота (МГц) |  |          |          |  |          |          |
| 30            | 4.05E-01                                     | 4.38E-01 | 4.31E-01 | 2.25E-02                                       | 2.28E-02 | 9.20E-03 |
| 75            | 1.08E+00                                     | 9.58E-01 | 1.29E+00 | 1.76E-01                                       | 2.13E-01 | 3.58E-02 |
| 100           | 3.30E-01                                     | 2.30E-01 | 5.16E-01 | 2.37E-01                                       | 2.89E-01 | 4.92E-02 |
| 150           | 9.40E-02                                     | 1.15E-01 | 1.73E-01 | 1.41E-01                                       | 1.92E-01 | 5.62E-02 |
| 300           | 1.57E-01                                     | 1.67E-01 | 1.95E-01 | 8.84E-02                                       | 8.14E-02 | 1.26E-01 |
| 450           | 2.42E-01                                     | 2.81E-01 | 1.30E-01 | 1.59E-01                                       | 1.10E-01 | 1.65E-01 |
| 800           | 1.88E-01                                     | 1.43E-01 | 1.03E-01 | 1.99E-01                                       | 1.33E-01 | 1.43E-01 |
| 1000          | 1.61E-01                                     | 1.47E-01 | 1.11E-01 | 1.59E-01                                       | 1.39E-01 | 1.36E-01 |

| II            | Плоская волна – Вертикальная (E) поляризация |          |          | Плоская волна – Горизонтальная (H) поляризация |          |          |
|---------------|--|----------|----------|--|----------|----------|
|               | Спереди                                      | Сзади    | Справа   | Спереди  | Сзади    | Справа   |
| Частота (МГц) |  |          |          |  |          |          |
| 30            | 6.30E-02                                     | 6.44E-02 | 5.97E-02 | 2.31E-02                                       | 1.58E-02 | 6.81E-03 |
| 75            | 2.49E-01                                     | 2.38E-01 | 2.38E-01 | 3.69E-01                                       | 8.75E-02 | 2.03E-02 |
| 100           | 1.07E-01                                     | 9.20E-02 | 2.02E-01 | 1.07E-01                                       | 3.33E-01 | 2.45E-02 |
| 150           | 6.81E-02                                     | 9.12E-02 | 9.12E-02 | 1.30E-01                                       | 1.22E-01 | 3.42E-02 |
| 300           | 1.38E-01                                     | 7.84E-02 | 1.10E-01 | 9.68E-02                                       | 8.97E-02 | 7.42E-02 |
| 450           | 2.26E-01                                     | 1.19E-01 | 8.29E-02 | 1.60E-01                                       | 6.40E-02 | 8.75E-02 |
| 800           | 1.85E-01                                     | 6.85E-02 | 9.35E-02 | 1.89E-01                                       | 9.65E-02 | 1.36E-01 |
| 1000          | 2.06E-01                                     | 8.52E-02 | 1.50E-01 | 3.14E-01                                       | 8.07E-02 | 1.45E-01 |

Модели I и II, 1г SAR (Вт/кг),  
Облучение плоской волной, спереди, сзади и справа, E и H поляризации

| Plane Wave - Vertical Polarization (E-polarization) |        |        | Plane Wave - Horizontal Polarization (H-polarization) |        |        |
|---|--------|--------|---|--------|--------|
| Спереди   | Сзади  | Справа | Спереди   | Сзади  | Справа |
| 0.0962  | 0.1754 | 0.1168 | 0.8247  | 0.9564 | 0.7981 |

Значение тангенса угла наклона тренд линии

| Plane Wave - Vertical Polarization (E-polarization) |        |        | Plane Wave - Horizontal Polarization (H-polarization) |        |        |
|---|--------|--------|---|--------|--------|
| Спереди   | Сзади  | Справа | Спереди   | Сзади  | Справа |
| 0.182   | 0.7643 | 0.5603 | 0.2261  | 0.6998 | 0.7714 |

Значение  $R^2$

Таблица 1. Сравнение максимальных величин 1г SAR для моделей I и II



| I                | Плоская волна – Вертикальная<br>(E) поляризация |          |          | Плоская волна – Горизонтальная<br>(H) поляризация |          |          |
|------------------|---|----------|----------|---|----------|----------|
|                  | Спереди   | Сзади    | Справа   | Спереди   | Сзади    | Справа   |
| Частота<br>(МГц) |   |          |          |   |          |          |
| 30               | 1.65E-01  | 1.70E-01 | 1.60E-01 | 1.10E-02  | 1.30E-02 | 4.19E-03 |
| 75               | 4.57E-01  | 4.09E-01 | 5.77E-01 | 1.05E-01  | 1.24E-01 | 1.58E-02 |
| 100              | 1.55E-01  | 1.02E-01 | 2.31E-01 | 1.42E-01  | 1.70E-01 | 2.19E-02 |
| 150              | 6.06E-02  | 5.06E-02 | 7.84E-02 | 8.53E-02  | 1.15E-01 | 3.27E-02 |
| 300              | 8.36E-02  | 7.92E-02 | 1.25E-01 | 5.03E-02  | 4.80E-02 | 6.16E-02 |
| 450              | 1.25E-01  | 1.38E-01 | 8.52E-02 | 7.59E-02  | 5.00E-02 | 8.44E-02 |
| 800              | 1.15E-01  | 6.71E-02 | 6.06E-02 | 1.11E-01  | 7.77E-02 | 9.65E-02 |
| 1000             | 9.96E-02  | 5.90E-02 | 7.34E-02 | 1.26E-01  | 7.84E-02 | 9.27E-02 |

| II               | Плоская волна – Вертикальная<br>(E) поляризация |          |          | Плоская волна – Горизонтальная<br>(H) поляризация |          |          |
|------------------|---|----------|----------|---|----------|----------|
|                  | Спереди   | Сзади    | Справа   | Спереди   | Сзади    | Справа   |
| Частота<br>(МГц) |   |          |          |   |          |          |
| 30               | 5.73E-02  | 5.82E-02 | 5.46E-02 | 1.01E-02  | 8.07E-03 | 1.80E-03 |
| 75               | 2.31E-01  | 2.22E-01 | 3.23E-01 | 1.65E-01  | 6.13E-02 | 5.33E-03 |
| 100              | 9.87E-02  | 8.07E-02 | 1.46E-01 | 1.73E-01  | 1.55E-01 | 8.29E-03 |
| 150              | 5.22E-02  | 6.04E-02 | 1.71E-02 | 5.82E-02  | 5.98E-02 | 1.71E-02 |
| 300              | 8.10E-02  | 6.46E-02 | 8.44E-02 | 4.40E-02  | 4.25E-02 | 4.24E-02 |
| 450              | 1.07E-01  | 1.00E-01 | 5.48E-02 | 8.21E-02  | 3.57E-02 | 5.43E-02 |
| 800              | 1.26E-01  | 5.66E-02 | 7.69E-02 | 1.41E-01  | 5.47E-02 | 1.07E-01 |
| 1000             | 1.34E-01  | 5.75E-02 | 1.10E-01 | 1.89E-01  | 5.21E-02 | 9.65E-02 |

Модели I и II, 10г SAR (Вт/кг),  
Облучение плоской волной, спереди, сзади и справа, E и H поляризации

| Плоская волна – Вертикальная<br>(E) поляризация |        |        | Плоская волна – Горизон<br>тальная (H) поляризация |        |        |
|---|--------|--------|--|--------|--------|
| Спереди   | Сзади  | Справа | Спереди  | Сзади  | Справа |
| 0.3754  | 0.4483 | 0.5152 | 1.4749   | 0.7689 | 1.0631 |

Значение тангенса угла наклона тренд линии

| Плоская волна – Вертикальная<br>(E) поляризация |        |        | Плоская волна – Горизон<br>тальная (H) поляризация |        |        |
|---|--------|--------|--|--------|--------|
| Спереди   | Сзади  | Справа | Спереди  | Сзади  | Справа |
| 0.6939  | 0.8881 | 0.8778 | 0.8647   | 0.8118 | 0.9034 |

Значение R<sup>2</sup>

Таблица 2. Сравнение максимальных величин 10г SAR для моделей I и II

| I    | Плоская волна – Вертикальная (E) поляризация |          |          | Плоская волна – Горизонтальная (H) поляризация |          |          |
|------|--|----------|----------|--|----------|----------|
|      | Частота (МГц)                                | Спереди  | Сзади    | Частота (МГц)                                  | Спереди  | Сзади    |
| 30   | 0.004371                                     | 0.004421 | 0.004601 | 0.000441                                       | 0.000446 | 0.000124 |
| 75   | 0.019063                                     | 0.018418 | 0.010642 | 0.002676                                       | 0.002652 | 0.00076  |
| 100  | 7.80E-03                                     | 7.21E-03 | 8.95E-03 | 3.59E-03                                       | 3.43E-03 | 9.59E-04 |
| 150  | 0.005418                                     | 0.005131 | 0.006046 | 0.003483                                       | 0.00317  | 0.00188  |
| 300  | 0.004864                                     | 0.004973 | 0.004438 | 0.003838                                       | 0.003654 | 0.003636 |
| 450  | 0.005217                                     | 0.005818 | 0.003808 | 0.004253                                       | 0.004453 | 0.004439 |
| 800  | 0.00498                                      | 0.005393 | 0.003223 | 0.004852                                       | 0.005321 | 0.004144 |
| 1000 | 0.00486                                      | 0.005136 | 0.003131 | 0.005054                                       | 0.005315 | 0.004106 |

| II   | Плоская волна – Вертикальная (E) поляризация |          |          | Плоская волна – Горизонтальная (H) поляризация |          |          |
|------|--|----------|----------|--|----------|----------|
|      | Частота (МГц)                                | Спереди  | Сзади    | Частота (МГц)                                  | Спереди  | Сзади    |
| 30   | 2.65E-03                                     | 2.59E-03 | 2.82E-03 | 4.07E-04                                       | 4.07E-04 | 2.00E-04 |
| 75   | 1.59E-02                                     | 1.51E-02 | 1.61E-02 | 3.07E-03                                       | 3.57E-03 | 7.23E-04 |
| 100  | 2.69E-03                                     | 2.69E-03 | 3.42E-03 | 1.20E-03                                       | 1.16E-03 | 8.82E-04 |
| 150  | 4.56E-03                                     | 4.88E-03 | 4.88E-03 | 2.97E-03                                       | 2.61E-03 | 1.45E-03 |
| 300  | 4.24E-03                                     | 4.04E-03 | 3.67E-03 | 3.24E-03                                       | 2.86E-03 | 2.84E-03 |
| 450  | 4.11E-03                                     | 4.48E-03 | 3.17E-03 | 3.31E-03                                       | 3.25E-03 | 2.84E-03 |
| 800  | 3.70E-03                                     | 3.59E-03 | 2.16E-03 | 3.58E-03                                       | 3.63E-03 | 2.97E-03 |
| 1000 | 3.47E-03                                     | 3.17E-03 | 1.98E-03 | 3.59E-03                                       | 3.45E-03 | 2.72E-03 |

Модели I и II, WBA SAR (Вт/кг),  
Облучение плоской волной, спереди, сзади и справа, E и H поляризации

| Плоская волна – Вертикальная (E) поляризация |        |        | Плоская волна – Горизонтальная (H) поляризация |        |        |
|--|--------|--------|--|--------|--------|
| Спереди                                      | Сзади  | Справа | Спереди  | Сзади  | Справа |
| 0.8463                                       | 0.8491 | 1.3227 | 0.6534   | 0.5686 | 0.6392 |

Значение тангенса угла наклона тренд линии

| Плоская волна – Вертикальная (E) поляризация |       |        | Плоская волна – Горизонтальная (H) поляризация |        |        |
|--|-------|--------|--|--------|--------|
| Спереди                                      | Сзади | Справа | Спереди  | Сзади  | Справа |
| 0.9121                                       | 0.921 | 0.6252 | 0.6429   | 0.5658 | 0.9806 |

Значение  $R^2$

Таблица 3. Сравнение величин WBA SAR для моделей I и II

Проанализировав значения статистических показателей, становится очевидно, что в случае сравнения 1г значений SAR корреляция между двумя моделями не наблюдается. В случае 10г и WBA она значительно лучше. Что дает повод утверждать, что неоднородная модель I вполне может быть заменена однородной заполненной мускулом соответствующей ей по форме моделью II, когда речь идет о максимальных значениях 10г SAR, а так же SAR, усредненного на всю массу. Что касается распределений, несмотря на то, что рассматривая все тело, кажется, что однородная модель в состоянии описать основные процессы, при более детальном рассмотрении, например, при распределении в голове, оказывается, что зачастую области максимумов не совпадают, и картины бывают смещенными, что обуславливается уже влиянием локального распределения материалов.

#### 4.1.2 Упрощенные однородные модели

Следующим шагом на пути к упрощению модели и последующему помещению его в различные сценарии является рассмотрение двух упрощенных однородных САПР моделей. Здесь, так же, как и в предыдущем параграфе, модели заполнены мускулом. Более подробно модели представлены на Рис. 4.5. Первая модель имеет такие же размеры, как предыдущие две, и вторая – такую же массу. Данные модели были облучены плоской волной E поляризации спереди на том же спектре частот, и сравнены с полученными ранее результатами.

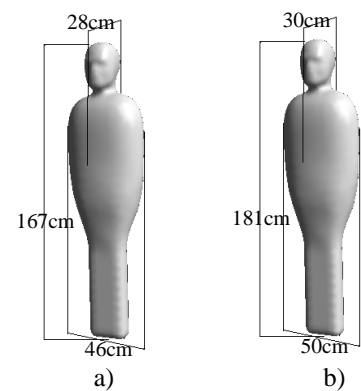


Рис. 4.5 Упрощенные однородные модели а) сохранены размеры, вес 85кг. б) сохранен вес – 108кг.

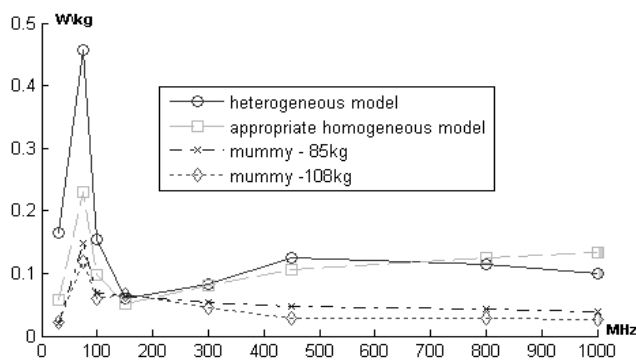


Рис. 4.6 Максимальные значения 10г SAR для всех моделей

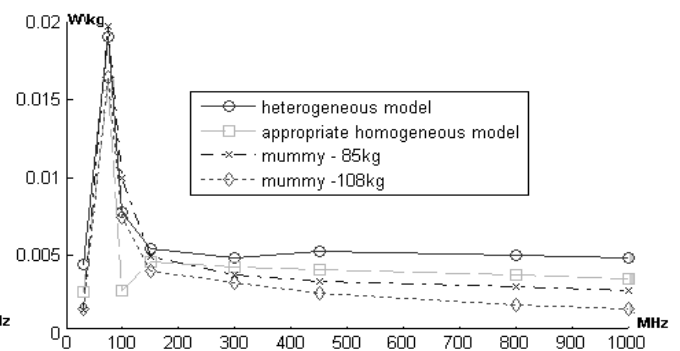


Рис. 4.7 Значения WBA SAR для всех моделей

На Рис. 4.6 и 4.7 представлены соответственно максимальные значения 10г SAR и значения SAR, усредненные на всю массу. Насколько можно увидеть, определенное соответствие существует в обоих случаях. Статистическое изучение так же показывает, что обе модели довольно хорошо коррелируют с неоднородной моделью, т.е.

| Частота<br>(МГц) | I        | II       | III      | IV       |
|------------------|----------|----------|----------|----------|
| 30               | 4.05E-01 | 6.30E-02 | 0.025938 | 2.84E-02 |
| 75               | 1.08E+00 | 2.49E-01 | 0.191516 | 1.53E-01 |
| 100              | 3.30E-01 | 1.07E-01 | 7.77E-02 | 6.71E-02 |
| 150              | 9.40E-02 | 6.81E-02 | 8.60E-02 | 8.60E-02 |
| 300              | 1.57E-01 | 1.38E-01 | 6.83E-02 | 5.79E-02 |
| 450              | 2.42E-01 | 2.26E-01 | 0.060697 | 3.35E-02 |
| 800              | 1.88E-01 | 1.85E-01 | 5.50E-02 | 3.32E-02 |
| 1000             | 1.61E-01 | 2.06E-01 | 5.35E-02 | 3.07E-02 |

Сравнение макс. значений 1г SAR для всех 4х моделей.

| I-III  | I-IV   |
|--------|--------|
| 0.1267 | 0.1024 |

Значение тангенса угла  
наклона тренд линии

| I-III  | I-IV   |
|--------|--------|
| 0.6635 | 0.5884 |

Значение  $R^2$

Таблица 4. Сравнение максимальных величин 1г SAR для моделей III и IV с моделью I

| Частота<br>(МГц) | I        | II       | III      | IV       |
|------------------|----------|----------|----------|----------|
| 30               | 0.004371 | 2.65E-03 | 0.001472 | 1.57E-03 |
| 75               | 0.019063 | 1.59E-02 | 0.019701 | 1.64E-02 |
| 100              | 7.80E-03 | 2.69E-03 | 1.00E-02 | 7.45E-03 |
| 150              | 0.005418 | 4.56E-03 | 4.90E-03 | 4.00E-03 |
| 300              | 0.004864 | 4.24E-03 | 3.70E-03 | 3.21E-03 |
| 450              | 0.005217 | 4.11E-03 | 0.003319 | 2.58E-03 |
| 800              | 0.00498  | 3.70E-03 | 2.98E-03 | 1.82E-03 |
| 1000             | 0.00486  | 3.47E-03 | 2.71E-03 | 1.55E-03 |

Сравнение макс. значений 10г SAR для всех 4х моделей.

| I-III  | I-IV   |
|--------|--------|
| 1.1918 | 1.0012 |

Значение тангенса угла  
наклона тренд линии

| I-III | I-IV  |
|-------|-------|
| 0.947 | 0.9.6 |

Значение  $R^2$

Таблица 5. Сравнение максимальных величин 10г SAR для моделей III и IV с моделью I

| Частота (МГц) | I        | II       | III      | IV       |
|---------------|----------|----------|----------|----------|
| 30            | 0.004371 | 2.65E-03 | 0.001472 | 1.57E-03 |
| 75            | 0.019063 | 1.59E-02 | 0.019701 | 1.64E-02 |
| 100           | 7.80E-03 | 2.69E-03 | 1.00E-02 | 7.45E-03 |
| 150           | 0.005418 | 4.56E-03 | 4.90E-03 | 4.00E-03 |
| 300           | 0.004864 | 4.24E-03 | 3.70E-03 | 3.21E-03 |
| 450           | 0.005217 | 4.11E-03 | 0.003319 | 2.58E-03 |
| 800           | 0.00498  | 3.70E-03 | 2.98E-03 | 1.82E-03 |
| 1000          | 0.00486  | 3.47E-03 | 2.71E-03 | 1.55E-03 |

Сравнение значений WBA SAR для всех 4х моделей.

| I-III  | I-IV   |
|--------|--------|
| 1.1918 | 1.0012 |

Значение тангенса угла  
наклона тренд линии

| I-III  | I-IV   |
|--------|--------|
| 0.9474 | 0.9599 |

Значение  $R^2$

Таблица 6. Сравнение величин WBA SAR для моделей III и IV с моделью I

Как можно заметить из таблиц 5-7, значения тангенса угла наклона тренд линии, а так же среднеквадратичное отклонение показывают, что 10г и WBA SAR в отличие от 1г находятся в довольно хорошем соответствии. Отсюда следует, что обе упрощенные однородные модели можно использовать в качестве замены для неоднородной модели. Частично данное исследование проводилось в сотрудничестве с научным подразделением компании Моторола (Motorola Corporate EME Research Laboratory). Результаты представлены на международных конференциях [65] и [66].

## 4.2 Воздействие электромагнитного поля на человека, находящегося в различных сценариях

Предыдущий параграф показал, что имеются все основания утверждать, что неоднородная модель может быть заменена однородной упрощенной моделью, если интересуют максимальные значения  $10\sigma$  SAR и значения WBA SAR. В данной части главы 4 мы поместим однородную модель в различные сценарии, и будем иметь возможность оценить влияние этих сценариев на облучение человека. Представленные ниже результаты опубликованы в [67]. В качестве однородной модели выбрана модель, соответствующая моделям III и IV, с параметрами 1.75м на 0.45м на 0.3м. Модель заполнена средним материалом, полученным путем усреднения параметров тканей человека. Далее везде в этом параграфе вычисления проводятся методом МВИ.

Самый актуальный сценарий – когда человек помещен в комнату. Комната имеет размеры 2.4м на 2.2м на 1.5м, в ней есть окно размерами 1.1м на 1.25м, через которое заходит волна. Комната облучается плоской волной на 500МГц. Основной акцент исследования делается на человека. В комнате образуется стоячая волна. Распределение поля можно увидеть на Рис 4.8.

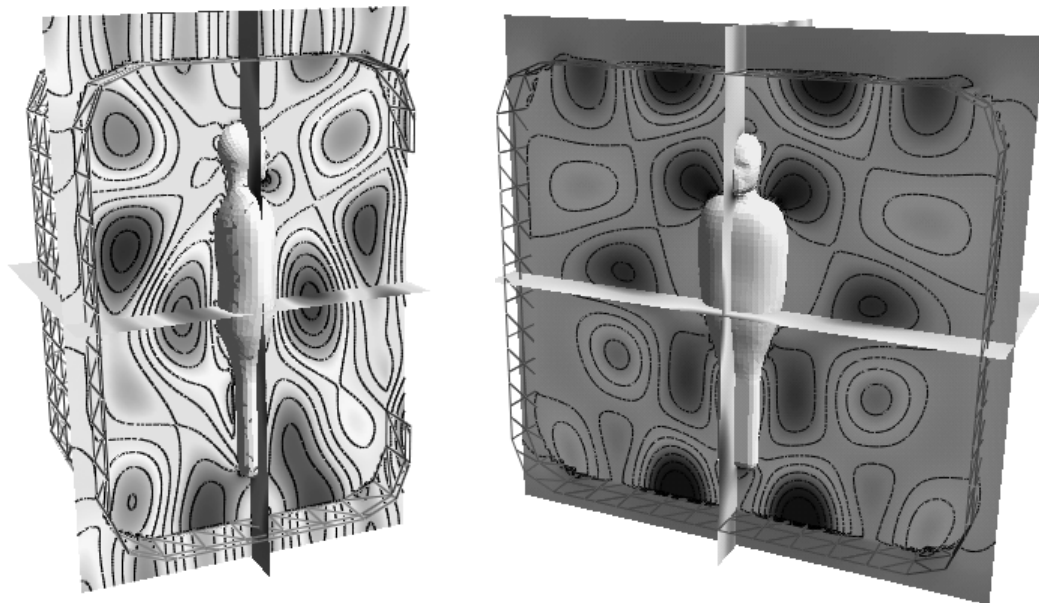


Рис. 4.8. Распределение поля внутри комнаты

Стоячая волна определяет пиковые и средние значения плотности мощности. Внутри комнаты имеет место большой разброс величин плотности мощности внутри и снаружи. В конечном счете, нас интересуют распределения SAR и плотности мощности внутри человека, находящегося в данном сценарии. На Рис 4.9 сравнены распределения SAR в случае, когда человек облучен плоской волной, находясь в свободном пространстве (слева), и когда он находится внутри комнаты (справа). Как может быть замечено из рисунка, значения SAR выросли в несколько раз. На Рис. 4.10 представлены аналогичные результаты, сравнивающие рост температуры при облучении в свободном пространстве и в стоячей волне в комнате. Как видно, температура так же поднимается.

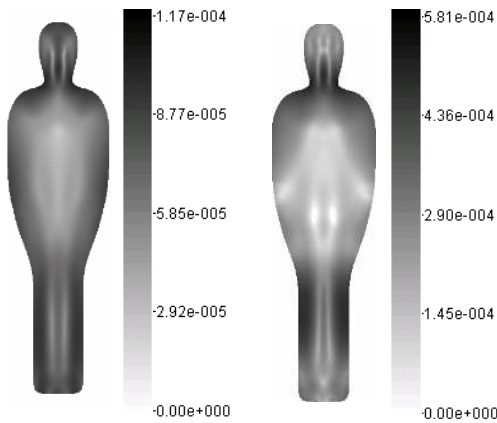


Рис. 4.9 Значения SAR, облучение в свободном пространстве (слева), комнате (справа)

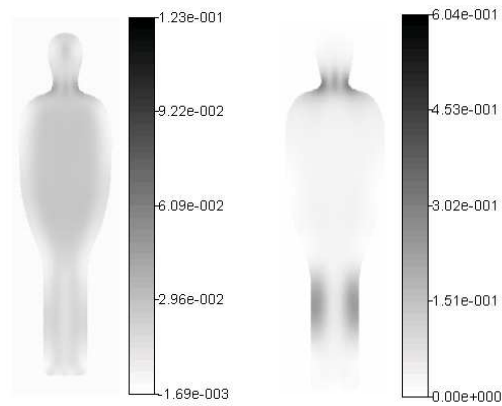


Рис. 4.10 Рост температуры, в свободном пространстве (слева), комнате (справа)

Следующие несколько результатов посвящены рассмотрению сценариев, находящихся вне помещения. В случае фиксированной геометрии горы рассмотрены два разных варианта нахождения базовых станций: в случае, если базовая станция далеко, и падающая волна может быть рассмотрена как плоская (Рис. 4.11.а)).

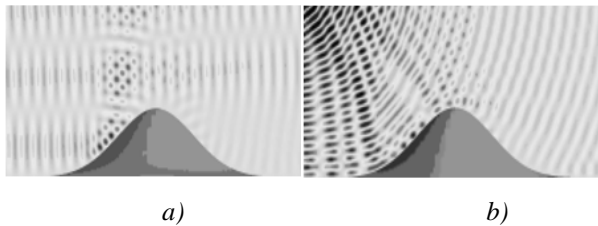


Рис. 4.11 Распределение поля около горы при разных падениях волны

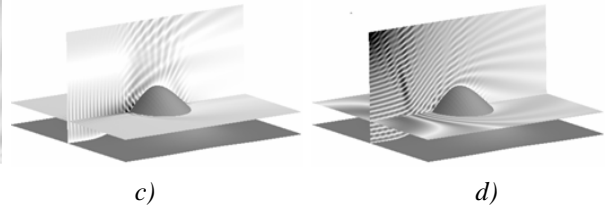


Рис. 4.11 Распределение плотности мощности поля около горы при разных падениях волны

Отраженное поле движется вверх от левого края горы и на картине поля одна полоса имеет направленность вверх, представляя собой интерференционную картину. Таким образом, имеют место перпендикулярные бегущие волны. Во время исследования этот феномен имел место при низких частотах. Основываясь на результатах, можно утверждать, что этот же процесс будет иметь место и при более высоких частотах. На Рис. 4.11 b) рассмотрен случай, когда базовая станция находится близко к горе, и ее можно рассматривать как сферическую. Спереди перед холмом можно увидеть картину стоячих волн с более высокими пиковыми и средними значениями плотности мощности, чем в первом случае. На Рис. 4.11 c) и d) представлены распределения плотности мощности в области около холма в различных сечениях, что соответствует полям на Рис. 4.11 a) и b). На некотором возвышении над землей есть разница: в случае, когда базовая станция расположена далеко от холма, распределение плотности мощности практически однородно, чего не скажешь о ситуации, показанной на Рис. 4.11 d), где можно увидеть область очень малой мощности. На Рис. 4.12 показано распределение поля, а так же SAR в теле человека, находящегося у подножья горы.

Следующий рассмотренный сценарий – стена, находящаяся в плоскости YZ (см. Рис 4.13), облученная элементарным диполем с Z поляризацией, находящийся в плоскости XZ. Стена имеет прямоугольную форму, и помещена на идеально проводящую поверхность. Распределения поля представлены на Рис. 4.13. В первом случае источник недалеко от стены, во втором – на удалении. В обоих случаях спереди образуются стоячие волны, в то время как по другую сторону – глубокая тень.

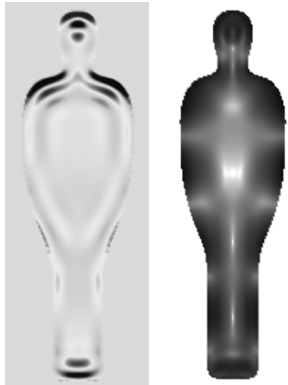


Рис. 4.12 Распределение E поля (слева) и SAR (справа) в модели мумии, стоящей у подножия горы

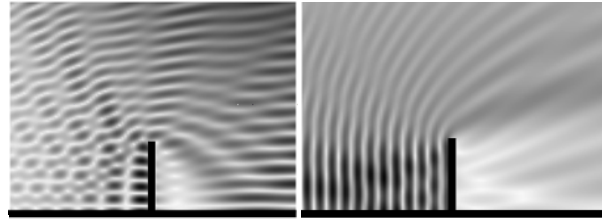


Рис 4.13 Распределение поля в XOZ плоскости около стены для различных положений источника

Частота облучения – 900МГц. Для сравнения на Рис. 4.14 представлены распределения поля для двух случаев: 1) модель человека облучена бегущей волной, никаких других объектов рядом нет 2) модель облучена стоячей волной около вертикальной преграды из предыдущего примера. Следует отметить, что в обоих случаях максимальные значения ЭМ поля в основном присутствуют на поверхности моделей.

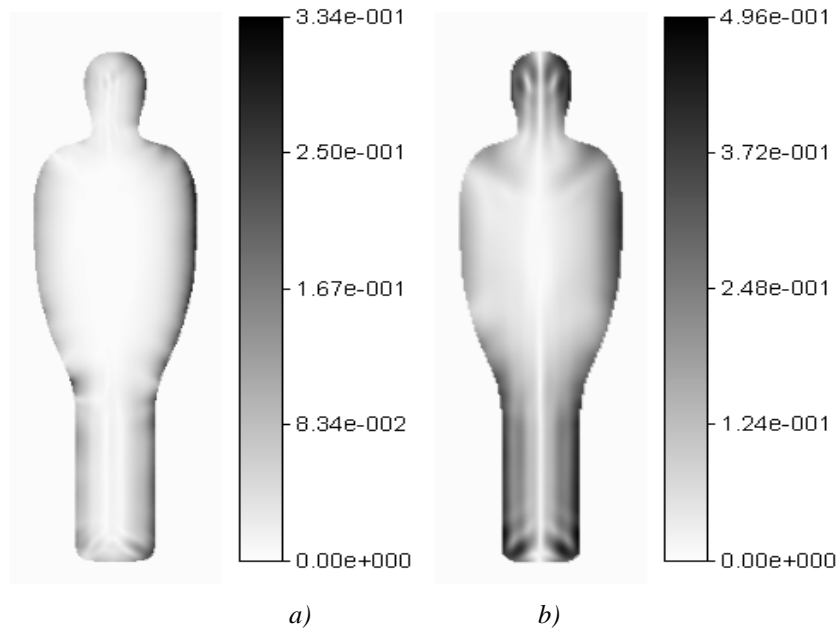


Рис. 4.14 Распределение внутреннего поля при облучении однородной модели а) бегущей б) стоячей волнами на частоте 900МГц

Параметры модели:  
 $\epsilon_r = 55$ ,  $\sigma = 1.35$

Это вызвано относительно высокой проводимостью вещества, которое защищает от проникновения внутрь тела. Длина волны внутри человека во много раз меньше, чем в свободном пространстве. В условиях стоячей волны, значения поля выше, чем в случае бегущей. Что означает, что воздействие ЭМ поля в случае рассмотренного сценария существенно выше.





## Заключение к главе

Основной целью данной диссертационной работы является исследование воздействия электромагнитного облучения на человека. Результаты, представленные в предыдущих главах, были посвящены изучению облучения модели человека в свободном пространстве. Для того, чтобы получить реалистичную информацию о воздействии электромагнитного поля на человека, нельзя необходимо учитывать так же воздействие окружающей среды. Основной темой данной главы являлось рассмотрение влияния различных сценариев на воздействие полей на человека. Для рассмотрения реалистичной неоднородной модели человека, и последующего помещения ее в различные сценарии облучения, необходимо использовать метод КРВО. Для представления самих сценариев в виде расчетной сетки необходимы большие вычислительные ресурсы (см. [68]). В данной главе представлен подход, позволяющий в терминах SAR заменить неоднородную модель на однородную, и, используя для расчетов МВИ, рассматривать сценарии, довольствуясь мощностями простого настольного компьютера.

В данной главе рассмотрены 4 различные модели. Первая – неоднородная модель, представленная в параграфе 3.2.2. Вторая – модель получена из предыдущей путем сохранения формы и заполнением ее материалом мускула. Следующие две модели так же однородны, и представляют следующее упрощение. В первой модели были сохранены пропорции неоднородной модели, а во втором – ее масса. Результаты, полученные для всех четырех моделей, были сравнены с точки зрения соответствия значений SAR. Переход между неоднородной моделью и соответствующей ей по форме однородной был совершен для проверки целесообразности данного подхода, а так же для определения величин, которые остаются адекватными при сохранении формы и размеров, но при замене внутренней структуры тела на однородную. Материал мускула был выбран для заполнения однородных моделей потому, что его в процентном соотношении больше, чем других материалов. Поэтому он претендует на роль среднего материала. Для оценки возможности совершения замены двух моделей было проведено исследование, результаты которого представлены в параграфе 4.1.1: обе модели облучались плоской волной, падающей на них спереди, сзади и справа, с E и H поляризациями (аналогично представленному в главе 3 исследованию), облучение происходило в диапазоне 30МГц – 1ГГц. Оказалось, что модели адекватны с точки зрения сравнения максимальных значений 10г SAR и значений WBA SAR. Рассмотрение поведения максимальных значений 1г SAR в зависимости от частоты, различных падений волны и поляризации для двух моделей, показало их различие для первых двух моделей. Несмотря на то, что рассматривая все тело, создается впечатление, что распределения SAR, полученные для однородной модели в состоянии описать основные процессы, при более детальном рассмотрении, в частности, при распределении в голове, становится очевидным, что области максимумов не совпадают, и картины бывают смещенными. Этот факт обусловлен влиянием локального распределения материалов.

В параграфе 4.1.2 рассмотрены две упрощенные однородные модели, заполненные, как и в предыдущем случае, мускулом. Как показали результаты исследования, обе эти модели можно использовать так же в терминах максимальных значений 10г SAR и значений WBA SAR. Обе эти модели были построены на базе одной САПР модели, и отличались лишь размерами. Модель была использована при моделировании посредством МВИ. Как показано в главе 2, метод вспомогательных источников является оптимальным как с точки зрения использования вычислительных ресурсов, расчетного времени, так и с точки зрения контроля условия удовлетворения граничным условиям. В данной главе в параграфе 4.2 было показано, как этот метод использовался для моделирования помещения модели человека в различные сценарии облучения. В параграфе рассматривается модель человека в комнате с окном, около холма, а так же около стены. Как показали результаты исследования,

зачастую, находясь в определенных местах, из-за образующихся стоячих полей, значение величин SAR может быть в разы больше, чем при облучении в свободном пространстве. Результаты данных исследований опубликованы в [65] – [67].

## Глава V

### Корреляция между распределениями SAR и ростом температуры

Данная глава посвящена изучению вопроса соотношения между такими величинами, как SAR и рост температуры. Знания, собранные в течение последних нескольких десятков лет в RF-дозиметрии [69] привели к определению допустимых значений для таких величин, как усредненный по всему телу (WBA), а так же локальный SAR, чтобы предохранить как от общего, так и локального перегрева. Эта информация обобщена в виде современных стандартов безопасности, обзор представлен в параграфе 3.3. SAR является временной оценкой диссипации электромагнитной энергии на единицу массы в средах с потерями [70]. Учитывая, что тепло в данном случае является следствием диссипации электромагнитной энергии, SAR может быть выражен как в электромагнитном, так и в термальном видах:

$$SAR(r) = \frac{\sigma(r)}{2\rho(r)} \left| \hat{E}(r) \right|^2 \cong c(r) \frac{\Delta T(t)}{\Delta t} \Big|_{\Delta t \rightarrow 0} \quad (5.1)$$

где  $\sigma(r)$ ,  $\rho(r)$ ,  $c(r)$  - соответственно, электрическая проводимость, плотность массы, а так же удельная теплоемкость среды в любой точке  $r$ , в то время как  $\left| \hat{E}(r) \right|^2$  и  $\Delta T$  в свою очередь соответственно – амплитуда электрического поля и рост температуры. Уравнение (5.1) применимо в предположении пренебрежимой диффузии тепла при стремлении временного шага к нулю  $\Delta t \rightarrow 0$ . В связи с диффузией тепла, в равной степени, как и компенсаторной терморегуляцией в живых тканях, рост температуры, вызанный диссипацией ЭМ энергии, в нормальном случае будет выходить на насыщение. Учитывая тот факт, что физиологические эффекты могут быть вызваны как частичным, так и глобальным перегревом, становится очевидным, что связь SAR и роста температуры является важной задачей.

Что касается допустимых пределов, установленных для локальных значений SAR, стандартизованная метрика излучения - усредненный по массе SAR – базируется либо на 1 грамме вещества, что соответствует стандартам [2], [8], либо на 10 граммах - [5], [12] соответственно. Обычно, объем вещества, используемый для усреднения SAR, часто выбирается в форме куба [20], хотя возможны и другие формы (в частности, сфера). В данной работе используется куб. Алгоритм усреднения описан в параграфе 3.2.5. Усреднение приводит к сглаживанию рассеянной ЭМ энергии по всем 3м пространственным направлениям, причем степень сглаживания зависит от массы усреднения [35]. Таким образом, усредненный по массе SAR является подходящим суррогатом, замещающим рост температуры, в том случае, если возможно подобрать параметры усреднения таким образом, чтобы “степень гладкости” этих распределений была одинаковой. Основная цель данной главы – установить параметры, при которых найдется распределение SAR, наиболее точным образом, описывающее поведение распределения роста температуры, вызванной преобразованием поглощенной ЭМ энергии в тепло. Одна из последних и важных доработок в последней ревизии стандарта IEEE [12] включает в себя ограничения для 10-граммового SAR, которые находятся в соответствии с руководством ICNIRP. Как бы то ни было, на сегодняшний день ощущается дефицит в систематизированных исследованиях, связанных с изучением взаимосвязи между усредненным по массе SAR и локальным перегревом. Только небольшое количество исследований ставило перед собой задачу изучения влияния схем усреднения SAR на его соотношение с температурой. В работах [71], [72] изучается корреляция между максимальной величиной распределения усредненного SAR, посчитанного используя различные схемы усреднения, и максимальным значением

распределения роста температуры в голове человека, находящегося в поле дипольной антенны мобильного телефона. Эти исследования дают количественную оценку математической корреляции между пиковыми значениями 1 и 10 граммовых распределений SAR с ростом температуры. В качестве различных схем усреднения рассматриваются стандарт IEEE [35] и руководство ICNIRP [5]. Исследования показали, что корреляция лучше в случае 10 граммового распределения. Эти выводы были сделаны на основе корреляции между пиковыми значениями SAR и роста температуры, статистика была собрана на большом количестве различных вариантов облучения, безотносительно к геометрической близости пиковых величин. В отличие от приведенных выше исследований, изучение корреляции между распределениями SAR и роста температуры в данной работе проводится для задач, где все тело облучено плоской волной. В данной главе изучается зависимость корреляции от различных схем усреднений. Предполагается, что подобного рода глобальный анализ пространственной корреляции между множествами с очень большим количеством элементов, даст возможность определить такую массу усреднения, определяющую распределение SAR, которое далее будет считаться наиболее подходящим заменителем индуцированного поглощением ЭМ энергии роста температуры.

Здесь же хотелось бы отметить, что по данной тематике опубликованы 2 статьи в журналах [71], [72], одна из них в соавторстве с научным подразделением компании Моторола (Motorola Corporate EME Research Laboratory). Результаты этих статей были опробованы на международных семинарах [73], [74], а так же обсуждались с авторами статей [36], [37] во время симпозиума [73], а так же в частной переписке. В ближайшее время группа из Технологического Университета Нагоя, Япония, опубликовавшая эти статьи, планирует опубликовать статью, где собираются представить результаты корреляции, полученные при помощи метода расчета корреляции, так же основанного на объемном анализе.

## 5.1 Методология изучения корреляции

### 5.1.1 Постановка задачи

Данная часть диссертационной работы включает в себе анализ результатов, полученных при исследовании неоднородной модели человека, подробно описанной в главе 3, облученного плоской волной на частотах 30, 75, 150, 450 и 800 МГц, учитывая различные падения волны. В исследовании рассматриваются четыре различных условия облучения: плоская волна падает спереди и сбоку (справа) на модель человека, причем для каждого падения рассматриваются обе поляризации: Е-поляризация, и Н-поляризация. В данном исследовании были рассмотрены результаты 20 случаев облучения, четыре для каждой частоты, для всех пяти частот. Все ЭМ и термо расчеты производились посредством использования программного пакета *FDTDLab*<sup>TM</sup>, разработанного в Лаборатории Прикладной Электродинамики Тбилисского Государственного Университета (см. работы [14],[50],[51]).

Данная глава ставит своей задачей найти такое распределение SAR, которое наилучшим образом соответствует распределению температуры, вызванной поглощением ЭМ энергии. В данном исследовании усреднение происходит на основе стандарта IEEE [35], рассматриваются различные схемы, получающиеся путем изменения двух различных параметров усреднения: 1) путем изменения допустимого содержания ячеек воздуха в кубе усреднения, согласно алгоритму [35], и 2) изменения массы усреднения. Раскроем задачу и цели в каждом из приведенных выше случаев.

Для начала рассмотрим первую задачу, а) расширяя определение так-называемых “использованных ячеек” (см. 3.2.5) тем, чтобы позволить строить кубы усреднения с учетом так же и воздушных ячеек, задавая максимально допустимое процентное содержание воздушных ячеек в нем изначально, б) сохраняя запрет для какой либо грани куба усреднения находиться целиком в воздухе. Необходимо отметить, что подобного рода положения в совокупности с рекомендациями относительно процентного содержания воздуха в 5-20%, как показано в [60], используются большим количеством исследователей (например, [36]), а так же часто используются в коммерческих вычислительных кодах, в частности в самом известном на сегодняшний день программном пакете, основанном на КРВО - в *XFDTD*<sup>TM</sup> [Remcom, Inc., State College, PA]. Более того, они были включены в одну из последних версий черновиков стандарта IEEE 1528.1, который в данный момент разрабатывается в рамках IEEE ICES. Основная цель его - стандартизировать написание расчетных кодов КРВО, используемых для исследований, в которых измеряется полученный в результате воздействия беспроводных устройств связи SAR. Таким образом, данное исследование имеет своей целью внести вклад в тщательное изучение влияния эффекта “включения воздушных ячеек” на пространственную корреляцию усредненного распределения SAR с соответствующим распределением роста температуры. В данной части исследования использованы десять различных схем, которые различаются друг от друга массой усреднения (1 и 10 граммов, соответственно различным стандартам безопасности), а так же, процентом допустимого количества воздушных ячеек – 5%, 10%, 20%, 50% и 75% на каждую из приведенных выше масс усреднения (см. Таблицу 1). В сравнении с [60], данное исследование расширяет процент допустимого воздуха до 75%, что позволяет полностью исследовать зависимость алгоритма усреднения от данного фактора. Анализ чувствительности глобальной корреляции в случае каждого распределения усредненного распределения SAR в теле человека и соответствующего распределения роста температуры был проведен с целью определения параметрической зависимости.

| Схема | Допустимый процент включения воздушных ячеек | Масса усреднения |
|-------|--|------------------|
| I     | 5%   | 1г               |
| II    | 20%  |                  |
| III   | 50%  |                  |
| IV    | 75%  |                  |
| V     | 5%   | 10г              |
| VI    | 20%  |                  |
| VII   | 50%  |                  |
| VIII  | 75%  |                  |

Таблица 1. Схемы усреднения SAR, примененные в первой части исследования

Коэффициент включения воздушных ячеек является относительным параметром, так как он по-разному действует на регионы на границе тела и на те, что находятся в глубине, создавая неоднородности в усредненных распределениях SAR в граничных регионах (см. Рис. 5.1а).

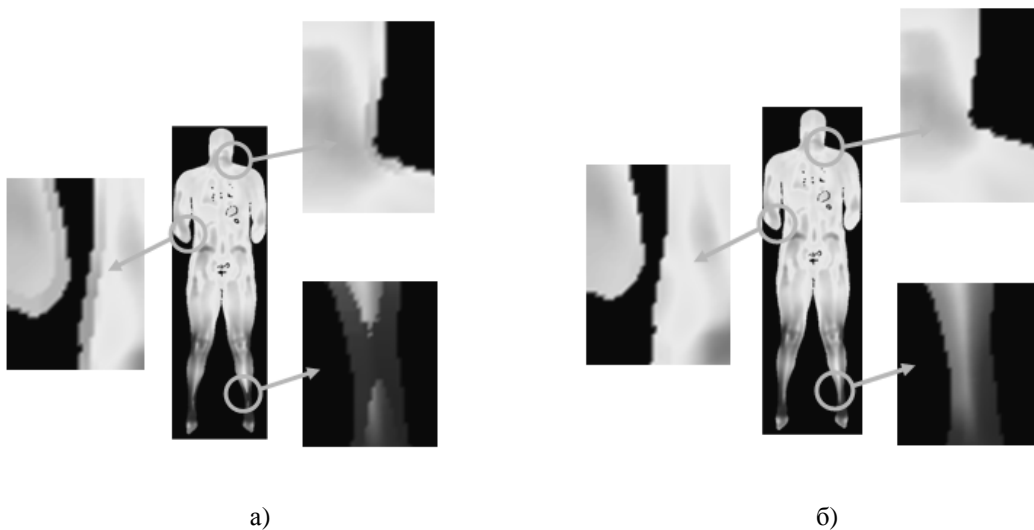


Рис 5.1. Влияние на распределение 10г SAR фактора допустимого содержания воздушных ячеек в кубах усреднения при а) 20% и б) 75% воздушных ячеек

В отличие от такого поведения, распределение температуры гладкое на всей протяженности. Как качественно показано на рисунке 5.1, повышение процентного соотношения воздушных ячеек в кубе усреднения ведет к сглаживанию распределения SAR на краях тела, что больше соответствует поведению распределения температуры, и что, в свою очередь, ведет к лучшей корреляции между этими двумя распределениями.

В качестве второй задачи массы усреднения расширяются с общепринятых 1 и 10 граммов до целого спектра различных масс: 0.1, 0.5, 1, 5, 10, 20, 50, 100 и 200 грамм рассмотрены в качестве масс усреднения. При этом процентное соотношение воздушных ячеек было зафиксировано на 10%, что дает возможность исследовать зависимость корреляции только от массы усреднения, т.е. найти ту оптимальную массу, при которой распределение SAR наилучшим образом соответствует распределению роста температур.

### 5.1.2 Расчет корреляции между распределениями SAR и ростом температуры

Основная отличительная черта подхода расчета корреляции в данной диссертации по сравнению с другими существующими на сегодняшний день работами в данной области ([36], [37]) заключается в расчете корреляции между *распределениями* SAR и роста температуры, соответствующими всему телу, а не между максимальными значениями данных величин вне зависимости от их геометрического соответствия в случае обоих распределений. Этот подход позволяет дать глобальную оценку тому, насколько хорошо данные распределения коррелируют друг с другом, а так же дает основания определить какая из масс, либо интервал масс усреднения SAR наиболее подходящий для представления роста температуры, вызванного воздействием ЭМ поля.

Глобальный коэффициент корреляции был определен для каждой частоты, и каждого процентного соотношения воздушных ячеек, позволяя нескольким различным распределениям, полученным при разных условиях излучения (направление падения поля, поляризация) быть скомпонованными вместе. Обозначая под индексом  $n$  каждый из случаев облучения а под  $m$  – рассматриваемую массу усреднения, следующая формула была использована для расчета глобального коэффициента корреляции:

$$R^{(m)}(\nu, \alpha) = \frac{\sum_n \sum_{ijk} \left( SAR_{n,ijk}^{(m)} - \overline{SAR}^{(m)} \right) \left( \Delta T_{n,ijk} - \overline{\Delta T} \right)}{\sqrt{\sum_n \sum_{ijk} \left( SAR_{n,ijk}^{(m)} - \overline{SAR}^{(m)} \right)^2} \cdot \sqrt{\sum_n \sum_{ijk} \left( \Delta T_{n,ijk} - \overline{\Delta T} \right)^2}} \Bigg|_{(\nu, \alpha)} \quad (5.2)$$

где  $SAR_{n,ijk}^{(m)}$  и  $\Delta T_{n,ijk}$  - значение в ячейке  $(i, j, k)$  при  $n$ -ом условии облучения усредненного SAR, и соответствующего ему роста температур, в то время как  $\overline{SAR}^{(m)}$  и  $\overline{\Delta T}$  представляют собой ансамбль средних значений SAR и роста температуры в общем множестве величин (собранным из распределений, соответствующих всем случаям облучения), соответствующих четырем условиям облучения плоской волны на определенной частоте. Чтобы уменьшить влияние на коэффициент корреляции незначительных изменений температуры, из рассмотрения были исключены те значения, которые соответствуют условию  $\Delta T < 0.01$  °C. Используя этот критерий, как показала практика, в каждом конкретном случае из 4х, в расчете корреляции, основанном на применении (5.1) принимало участие более 2 миллионов значений.



## 5.2 Анализ результатов

Ранее в данной главе было сказано, что исследования корреляции были разделены на две части. Первая касалась изучения вклада воздушных ячеек на значения коэффициента корреляции, для чего было использовано десять различных схем, приведенных в Таблице 1, а так же, учитывая влияние данного параметра, с целью сравнить массы усреднения 1г и 10г, тем самым, сравнивая стандарты ICNIRP/IEEE. Во второй части процентное содержание воздуха фиксируется, и проводится параметрическое исследование коэффициента корреляции в зависимости от массы усреднения, расширяя интервал значений до интервала в 0.1 - 200 грамм. Обсудим обе части исследования и соответствующие результаты по отдельности.

### 5.2.1 Влияние на корреляцию допустимого содержания воздушных ячеек в объеме усреднения

Уравнение (5.1) было применено в первой части для оценки глобальной корреляции между ростом температуры и соответственными распределениями усредненного по массе SAR, после группировки в один массив данных соответственно каждому из четырех видов облучения по частотам. Предполагается, что группировка является важной в связи с обеспечением надежной метрики, объединяющей одновременно данные четырех условий облучения. Такого рода группировка приводит к тому, что при вычислении корреляции алгоритм оперирует с массивом пар значений  $(SAR_{n,ijk}^{(m)}, \Delta T_{n,ijk})$  свыше 8 миллионов.

В последовательном анализе численных результатов мы определяем количественную зависимость коэффициента корреляции от частоты, массы усреднения SAR, и процентного содержания воздуха в кубе усреднения, как показано на Рис. 5.2. На Рис. 5.3 данные представлены таким образом, чтобы было легче анализировать зависимость коэффициента корреляции от содержания воздушных ячеек.

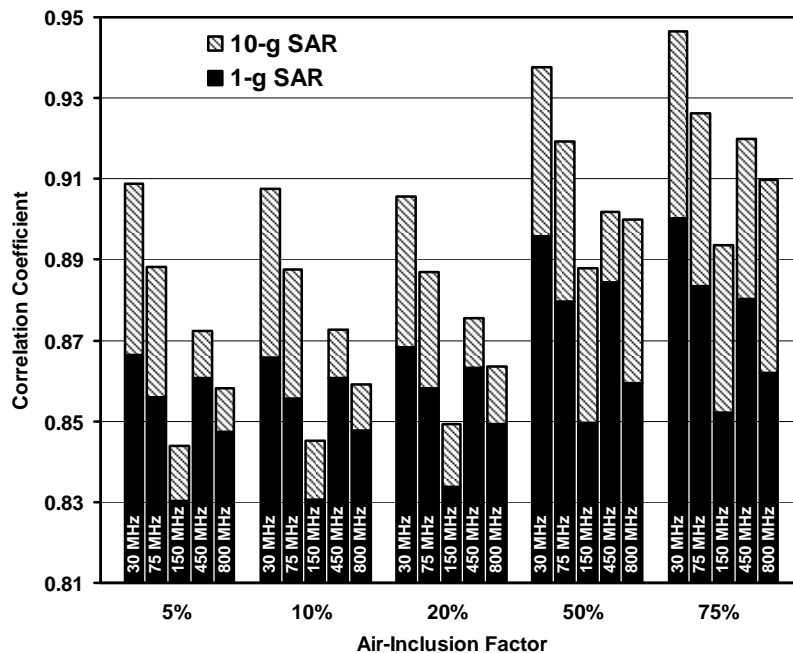


Рис 5.2. Зависимость глобального коэффициента корреляции от различных схем усреднения, представленных в Таблице 1

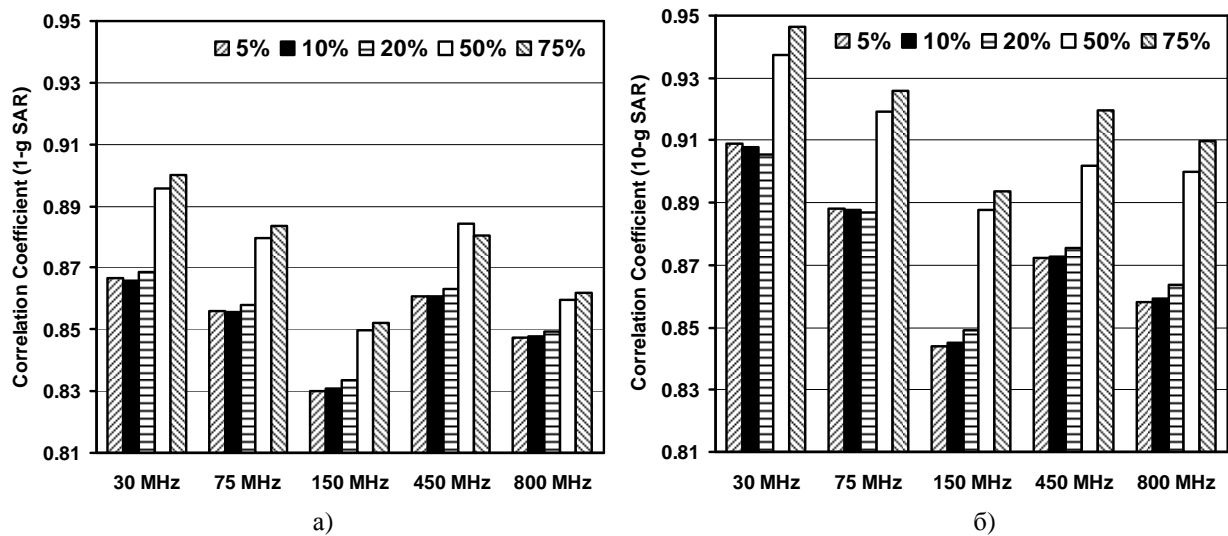


Рис. 5.3. Зависимость глобального коэффициента корреляции от допустимого процентного содержания воздушных ячеек в кубе усреднения для масс усреднения в а) 1г, б) 10г на интересующих частотах

Результаты с рисунков 5.2-5.3 дают возможность подметить некоторые тенденции. Заметно, что 10 граммовый SAR всегда показывает лучшую корреляцию независимо от содержания в кубе усреднения различного количества воздушных ячеек. Это представляет собой важный результат, т.к. он отрицает чувствительность корреляции в зависимости от массы усреднения по отношению к фактору содержания воздушных ячеек. Поэтому, несмотря на достаточно большие значения коэффициента корреляции в обоих случаях, все-таки 10 граммовый SAR на самом деле является лучшим суррогатом температуры, что является существенным аргументом при определении ограничений в рамках стандартов безопасности, и позволит разрешить вопрос о том, какая из этих исторически выбранных масс является наилучшей для стандарта (USAS 1966, ANSI 1974, ANSI 1982, IEEE 1991, ICNIRP 1998, IEEE 1999, IEEE 2004, IEEE 2005).

Дальнейший анализ корреляции показывает определенное поведение, которое качественно не зависит от массы усреднения, а так же от частоты, а зависит лишь от процентного содержания воздушных ячеек (см. Рис. 5.3). Несмотря на небольшие изменения, имеющие место в промежутке 5-20%, при более чем 50% допустимого значения воздушных ячеек коэффициент корреляции значительно выше, что следует из того, что на границе тела распределения SAR становятся значительно более гладкими. Это качественно было показано на Рис. 5.1, а теперь имеет количественное подтверждение, приведенное в виде графиков на Рис. 5.3.

## 5.2.2 Влияние массы усреднения на корреляцию

Перейдем к рассмотрению второй части нашего исследования. Как было сказано в главе 3, исторически массы усреднения в 1 и 10 грамм были выбраны исходя из экспериментов. Целью этой части исследования является расширение спектра значений масс усреднения, здесь рассматриваются следующие массы: 0.1, 0.5, 1, 5, 10, 20, 50, 100, а так же 200 грамм с целью изучения зависимости корреляции между распределениями SAR и соответствующим ростом температуры в зависимости от массы усреднения. Для чистоты эксперимента значение максимального процентного содержания воздушных ячеек в кубе усреднения было зафиксировано – 10%. Для качественного понимания в начале рассмотрим несколько распределений. На Рис. 5.4 представлены распределения, соответствующие различным

массам усреднения: для 1, 5, 10, 50 и 100 граммов, а так же распределение роста температуры. Все результаты получены для облучения модели плоской волной на частоте 75МГц, волна падает спереди, и имеет Е-поляризацию. Масса усреднения в некотором роде играет роль параметра, определяющего степень гладкости распределения. В качестве двух граничных случаев можно рассмотреть следующие распределения: точечный SAR, который в терминах усреднения представляется собой “абсолютно неусредненное” распределение, в котором значения SAR вычисляются в каждой точке независимо друг от друга, и противоположное ему “абсолютно усредненное” множество, которое представляет собой распределение одинаковых значений, полученных при условии, что в качестве массы усреднения используется вся масса человека (WBA SAR). Все другие распределения, полученные в результате усреднения, являются переходными между этими двумя множествами с соответственной массе усреднения степенью гладкости. В случае же распределения температуры естественно, что множество является гладким, поскольку система должна прийти в равновесие, а это достигается путем взаимодействия с соседними ячейками. Как видно из Рис. 5.4, наилучшим образом по степени гладкости росту температуры соответствуют распределения в 5-10 граммов.

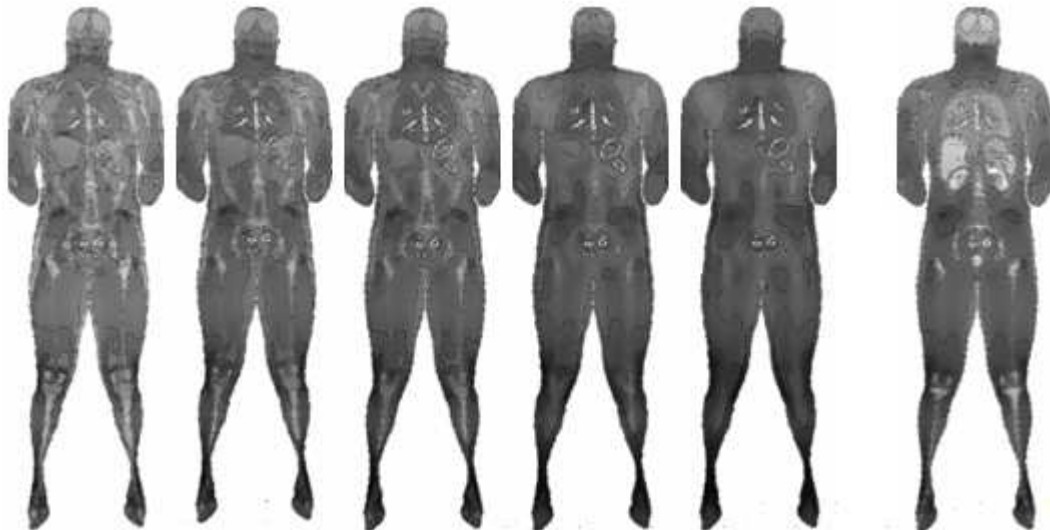


Рис. 5.4 Пример распределений SAR &  $\Delta T$ , плоская волна, 75МГц, лобовое падение, Е-поляризация. Распределения соответствуют (слева направо) 1, 5, 10, 50 и 100г массам усреднения. Справа скраю распределение роста температуры.

Перейдем к количественному анализу корреляции. На Рис 5.5 приведены коэффициенты корреляции, полученные в случае 4 различных вариантов облучения независимо друг от друга. Они получены с использованием той же формулы (5.1), но без объединения всех множеств в одно. Это даст возможность изучить корреляцию в каждом конкретном случае, что может прибавить веса сделанным заключениям. Как видно из Рис.5.5, наилучшая корреляция имеет место при 5 граммах массы усреднения вне зависимости от направления падения волны, частоты, либо поляризации. Так же из серии графиков можно сделать вывод, что 10г всегда при всех условиях падения волны лучше коррелируют с соответствующим ростом температуры.

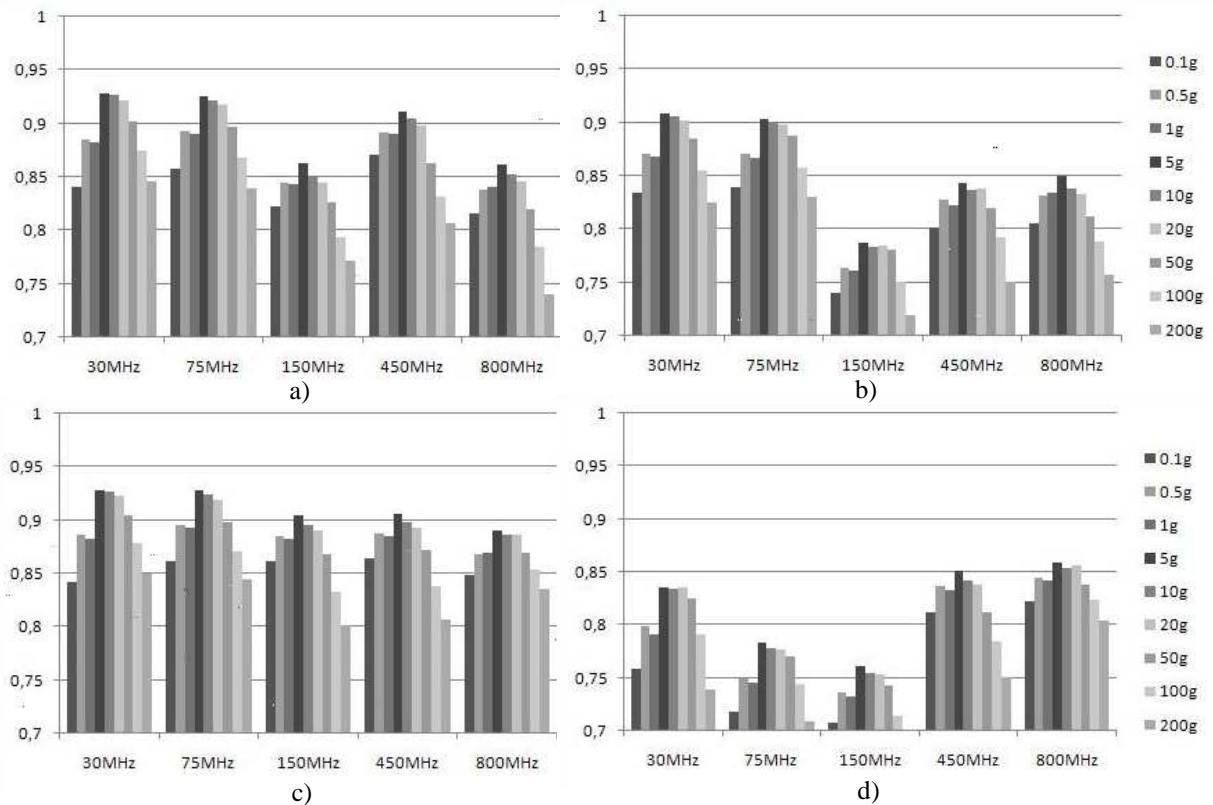


Рис. 5.5 Коэффициенты корреляции, полученные отдельно для случаев: а) лобовое падение, Е поляризация, б) лобовое падение, Н поляризация, в) падение волны справа, Е поляризация, г) падение волны справа, Н поляризация

Уравнение (5.1), так же, как и в первой части исследования, было применено для получения глобального коэффициента усреднения. Результаты этих расчетов приведены на Рис. 5.6. Как видно из этого рисунка, как и ранее, 5 грамм являются таким значением массы усреднения, при котором распределение SAR наилучшим образом (по своей гладкости и соответствии экстремумов) соответствует распределению роста температуры. Несмотря на то, что значения коэффициентов и для 1 и для 10 граммов являются достаточно большими, и численно от значений корреляции, соответствующей 5 граммам, отличаются всего на несколько процентов (например, учитывая все значения коэффициентов корреляции с Рис.

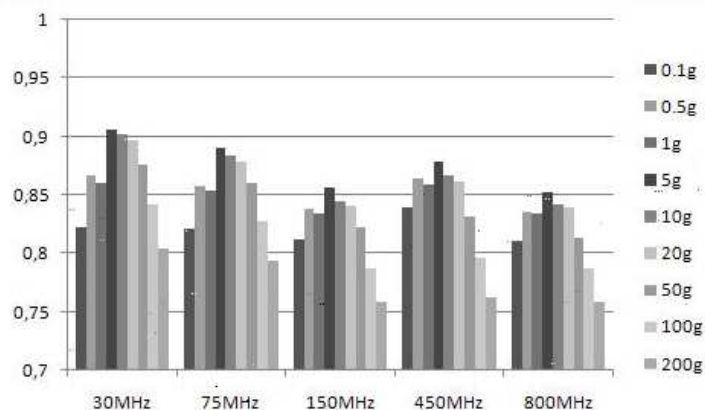


Рис. 5.6 Глобальные коэффициенты корреляции, полученные для множества падений и поляризаций одновременно

5.5-5.6 значения коэффициентов корреляции, соответствующие 1 и 5 граммам, отличаются не более чем на 5%), 10г распределение SAR всегда лучше коррелирует с ростом

температуры, чем 1г распределение. Помимо этого интересным и довольно неожиданным стал еще один факт: как показали результаты исследований, приведенные в данном параграфе, 0.5 грам практически всегда лучше 1 грамма с точки зрения корреляции. Возможно это объясняется выбором коэффициента воздушных ячеек в 10%, точнее, вкладом толщины слоя неоднородности (Рис. 5.1) на границе, обусловленной алгоритмом усреднения [35], описанным в параграфе 3.2.5.

## Заключение к главе

Данная глава является одной из наиболее существенных в диссертационной работе. В работе [69] представлен анализ информации, собранный в течение десятилетий в области RF-дозиметрии и обобщенный впоследствии в виде стандартов безопасности. Основные положения современных стандартов приведены в параграфе 3.3. Стандарты оперируют с такими величинами, как усредненный по всему телу (WBA), а так же локальный SAR, чтобы предохранить как от общего, так и локального перегрева. Как показано в работе [70], SAR является временной оценкой диссипации электромагнитной энергии на единицу массы в средах с потерями. Учитывая, что тепло в данном случае является следствием диссипации электромагнитной энергии, SAR может быть выражен как в электромагнитном, так и в термальном видах. Таким образом, становится очевидным наличие определенной корреляции между распределением SAR и ростом температуры, вызванным переходом поглощенной телом электромагнитной энергии в тепло. Как показано в параграфе 3.3, современные стандарты безопасности оперируют с величинами SAR, усредненными на разные массы. Естественным является интерес к изучению зависимости корреляции между распределениями SAR, усредненными на разную массу, а так же рассчитанными при помощи различных схем усреднения, и ростом температуры. Ответив на вопрос, какое распределение SAR лучшим образом коррелирует с ростом температуры, можно заключить, какому стандарту стоит отдавать предпочтение, и какая из этих исторически выбранных масс является наилучшей для стандарта (USAS 1966, ANSI 1974, ANSI 1982, IEEE 1991, ICNIRP 1998, IEEE 1999, IEEE 2004, IEEE 2005).

Данная глава посвящена изучению корреляции между распределениями SAR, усредненными используя различные схемы, а так же соответствующим распределениям роста температуры. Анализ литературы показал, что в том небольшом количестве существующей в данной области исследований [36], [37] оценивалась корреляция максимальных значений. Несмотря на существенный статистический анализ, не было оценено совпадение областей с максимальными значениями SAR и ростом температуры в пространстве. В данной главе исследовалась корреляция между *распределениями* SAR и соответственным ростом температуры, поэтому естественно предполагать, что данное исследование является более существенным. Полученные группой из Лаборатории Прикладной Электродинамики (ТГУ) в соавторстве с научным подразделением компании Моторола (Motorola Corporate EME Research Laboratory) результаты были опубликованы в журналах [71], [72], а так же обсуждены с авторами работ [36], [37] – группой из Технологического Университета Нагоя (Япония), на международном симпозиуме [73], а так же в частной переписке. Группа из Японии сообщила, что они так же готовят к публикации работу, где используют объемную корреляцию, и их результаты соответствуют результатам, приведенным в данной диссертационной работе.

Исследования корреляции основаны на электродинамических и термальных расчетах, результаты которых приведены в главе 3. Неоднородная модель была облучена плоской волной, волна падала на модель спереди и справа, рассматривались обе поляризации - E и H. Был рассмотрен спектр частот 30, 75, 150, 450 и 800 МГц. Результаты исследования, приведенные в данной главе, разбиты условно на две части, и представлены соответственно в параграфах 5.2.1 и 5.2.2. Результаты представлены аналогично статьям [71], [72].

В первой части рассматривался вклад процентного содержания воздушных ячеек в кубе усреднения, явным образом не указанного в стандартизированном алгоритме усреднения [35], на значение коэффициента корреляции. Некоторые исследователи [60], [36] используют эту величину в пределах 5-20%. Так же процентное содержание воздушных ячеек в кубе усреднения зачастую используется в коммерческих вычислительных кодах, в частности, в самом известном на сегодняшний день коммерческом программном пакете,

основанном на КРВО - в XFDTD™ [Remcom, Inc., State College, PA]. Более того, процентное содержание воздушных ячеек включено в одну из последних версий черновиков стандарта IEEE 1528.1, который в данный момент разрабатывается в рамках IEEE ICES с целью стандартизировать написание расчетных кодов КРВО, используемых для исследований, в которых измеряется SAR. В приведенных в данной работе исследованиях этот коэффициент был расширен до 75%, что позволило более широко изучить те тенденции, которые имеют место при изменении данной величины. При использовании алгоритма усреднения [35] на границе тела образуется неоднородный слой (см. Рис. 5.1), который не имеет аналога в распределении роста температуры. Это в свою очередь, не может не повлиять на корреляцию. В данной части исследования были рассмотрены результаты корреляционного анализа при следующих процентах содержания ячеек воздуха: 5%, 10%, 20%, 50%, 75%, и различных массах – 1 и 10 граммах. Как показали исследования, независимо от различных схем усреднения, распределение SAR, соответствующее 10 граммам, всегда лучше коррелировало с ростом температуры. Этот факт подчеркивает то рациональное зерно, которое находится в основе стандартов ICNIRP (ICNIRP 1998) и IEEE Std C95.1-2005 (IEEE 2005). Помимо этого, результаты исследований показали, что с ростом содержания воздушных ячеек, что, соответственно означает уменьшение неоднородного слоя, распределения коррелируют значительно лучше.

Во второй части исследования процент содержания ячеек воздуха фиксировался равным 10%, и рассматривался спектр различных масс усреднения: 0.1, 0.5, 1, 5, 10, 20, 50, 100 и 200 грамм. Была исследована зависимость коэффициента корреляции от массы усреднения. Как показали результаты, наилучшей массой в контексте наилучшей корреляции оказались 5 грамм. Так же, несмотря на то, что значения коэффициентов для 1 и для 10 граммов оказались достаточно большими, и численно от значений корреляции, соответствующей 5 граммам, отличались всего на несколько процентов, 10г распределение SAR всегда лучше коррелирует с ростом температуры, чем 1г распределение. Помимо этого, интересным и довольно неожиданным стал тот факт, что 0.5 грам практически всегда лучше 1 грамма с точки зрения корреляции. Это объясняется выбором коэффициента воздушных ячеек в 10%, точнее, вкладом толщины слоя неоднородности (Рис. 5.1) на границе, обоснованной алгоритмом усреднения [35], описанным в параграфе 3.2.4.

Тот факт, что с учетом объемной корреляции, 10г распределение вне зависимости от частоты, направления падения волны, а так же вклада процентного содержания воздушных ячеек в кубе усреднения, всегда лучше 1г распределения SAR с точки зрения соответствия распределению роста температуры является важным утверждением. Оно принимается во внимание при разработке нового стандарта безопасности. Помимо этого, исследования, связанные с изучением вклада процентного содержания воздушных ячеек в кубе усреднения на корреляцию сослужат хорошую службу при разработке стандарта IEEE 1528.1, призванного стандартизировать написание расчетных кодов КРВО.

## Заключение

Диссертация освещает актуальную проблематику. За последние несколько десятилетий окружающая среда претерпела существенные изменения с электромагнитной точки зрения. Одной из основных причин, повлекших данные изменения, является значительный рост количества базовых станций, необходимых для установления беспроводной связи, а так же для других, более общих целей. Нерегулируемое распространение и использование мощных источников электромагнитного излучения является причиной электромагнитной загрязненности, и оказывает существенное влияние на биологическую среду, в частности, на человека. Распространение ЭМ волн в населенных пунктах становится объектом пристального изучения. Стандарты безопасности [2]-[12] разработаны с целью защитить от вредоносного облучения, принимая во внимания различные эффекты, связанные с перегревом тканей. Существуют работы [16]-[23], в которых изучаются нетепловые эффекты. Тем не менее, сведения о подобного рода эффектах являются противоречивыми, и, зачастую, невозпроизводимыми на эксперименте. Поэтому, все существующие на сегодняшний день общепризнанные стандарты безопасности определяются физиологическими эффектами, в основе которых лежит рост температуры.

В диссертационной работе изучалось воздействие электромагнитных полей на человека в контексте тепловых явлений. Проведение реальных экспериментов на людях, например, измерение температуры отдельных тканей, не представляется возможным. Поэтому на помощь исследователям приходит компьютерное моделирование, которое позволяет создавать виртуальную модель реального эксперимента. В зависимости от того, насколько точно смоделирован эксперимент, и насколько хорош вычислительный метод, возможно получать достоверные оценки интересующих характеристик. Все результаты исследований, приведенные в данной диссертационной работе, основываются на компьютерном моделировании.

Диссертационная работа преследовала следующие основные цели:

- 1) Изучение воздействия электромагнитного поля на человека в зависимости от различных условий облучения. Эта цель достигнута путем расчета полей, характеристик SAR, и роста температуры при облучении неоднородной реалистичной модели плоской волной в широком частотном диапазоне, учитывая различные направления падения.
- 2) Исследование учета различного строения тела у разных людей путем замены неоднородной модели однородным аналогом. Это дало возможность определить, насколько полученные характеристики определяются формой и размерами изучаемой модели. Так же определились метрики, сохранившиеся при переходе от неоднородной модели к однородной. После того, как однородная модель была выбрана, и было показано, что она является адекватной неоднородной, для расчетов электродинамической задачи был выбран Метод вспомогательных источников. По сравнению с Методом конечных разностей во временной области, используемых для расчетов неоднородных задач, это позволило существенно уменьшить время расчета и используемые вычислительные мощности, а так же представило возможность оценить точность решения посредством проверки удовлетворения граничных условий.
- 3) Исследование влияния различных сценариев облучения. Для того, чтобы получить реалистичную информацию о воздействии электромагнитного поля на человека, нельзя его рассматривать всегда в свободном пространстве. Необходимо учитывать воздействие окружающей среды. В работе приведены результаты исследований, в



которых рассматривалось влияние различных сценариев облучения на основные дозиметрические характеристики. В частности, когда облучению подвергался человек, находящийся в комнате, либо около холма, либо около стены.

- 4) Ключевая задача данной диссертационной работы - определение пространственной корреляции между распределениями SAR, усредненными при использовании различных схем, а так же ростом температуры. В этой части исследования ставилась задача получить ответ на вопрос, какая из двух масс усреднения, определенных стандартами безопасности, 1г или 10г, лучше с точки зрения соответствия распределению температуры. Так же было изучено поведение корреляции в зависимости от параметра, нечетко описанного в стандарте усреднения [35] – допустимого процентного отношения воздушных ячеек в кубе усреднения. Результаты исследования позволили дать свои рекомендации относительно нового стандарта расчета SAR.

Диссертационная работа разбита на пять глав. Обсудим более подробно каждую из них.

В первой главе рассмотрены методы решения двух классов задач – электродинамической и задачи распространения тепла в теле человека. В соответствии с этим глава разбита на две части. В каждой из них рассматриваются существующие численные методы и модели, решающие задачи данных классов. В первой части данной главы численные методы разделены на две большие группы по признаку принадлежности либо к методам, основанным на решении интегральных уравнений, либо на решении дифференциальных уравнений. Так же отмечено, что в последнее время огромные усилия прилагаются для создания различных гибридных методов, сочетающих достоинства различных подходов. Из анализа численных методов, решающих электродинамические задачи, выделяются два метода, каждый оптимально решающий возлагаемые на него задачи. Для решения задачи дифракции на неоднородных телах сложной формы, коим является тело человека, с рассмотрением переходных процессов, естественным является выбор Метода конечных разностей во временной области. В то время как для однородных, либо частично однородных задач оптимальным является Метод вспомогательных источников. Далее в этой части главы приводится более детальное рассмотрение этих двух методов. Для моделирования распространения тепла в живых организмах используется уравнение [44] (Bio-heat equation), представленное в конечноразностном виде. Это уравнение является простейшим из класса уравнений, используемых для описания распространения тепла в живых организмах. В нем делаются предположения о постоянстве температуры крови. На самом деле, как в [45], а так же в некоторых других современных работах [46], [47], для некоторых задач, например, если необходимо рассмотреть отдельно глаз, и изменение его температуры под действием поглощения ЭМ энергии, необходимо учесть отток тепла за счет капилляров [48],[49]. Помимо этого коэффициент метаболизма тоже не является постоянным в зависимости от температуры. Тем не менее, если основной задачей является оценка воздействия ЭМ поля на живые организмы с учетом тепловых эффектов в целом, на весь организм, а не на отдельные органы, то данное приближение является вполне приемлемым.

Во второй главе рассматривается вопрос контроля точности решения электродинамической задачи с точки зрения удовлетворения граничных условий. Идея основана на сравнении решений однородных задач методами конечных разностей и вспомогательных источников. При применении Метода конечных разностей во временной области правильность решения проверяется посредством проверки сходимости: решается ряд задач с разной дискретизацией, и определяется тот размер ячеек, при последующем уменьшении размера которых решение значительно не меняется. В таком случае говорят, что

сходимость достигнута. Такая проверка показывает, к чему сходится решение при использовании конкретной расчетной схемы и модели. Тем не менее, такая проверка не дает возможность проверить удовлетворение граничных условий. В противоположность этому факту, Метод вспомогательных источников обладает способностью проводить подобную проверку. После сравнения значений невязки с информацией, полученной при анализе сходимости, были разработаны рекомендации относительно значения конечноразностной дискретизации, которой достаточно для реалистичного решения задачи. Основой для написания данной главы явилось исследование, описанное автором диссертации в [34]. В ходе работы над данной главой результаты были существенно дополнены и обобщены. Так же были расширены рамки применения представленного в статье подхода - помимо разработки рекомендаций относительно необходимой дискретизации, его можно использовать для анализа уже решенных задач на предмет удовлетворения граничных условий.

Третья глава является одной из ключевых в диссертации. Это – первая глава, в которой обсуждались результаты расчетов, оценивающих воздействие ЭМ поля на человека. В главе подробно представлены вычислительные модели. Расчеты и расчетная модель описаны с такой детализацией, чтобы для любого желающего возможно было повторить исследование. При проведении термальных расчетов возникла проблема: если в случае электродинамических расчетов имелась возможность получить все необходимые параметры в зависимости от частоты, используя аппроксимации Коле-Коле [54]-[55], то в случае термических характеристик общей базы для всех представленных в модели человека параметров просто не существовало. Поэтому, комбинируя данные из четырех статей [56]-[59], в каждой из которых была лишь часть необходимых данных, была составлена общая база. Параграф, содержащий эти данные, может представлять отдельный интерес для исследователей, занимающихся решением термальных задач на человеке. Далее представлены общие сведения, необходимые для получения представления об алгоритме усреднения IEEE [35]. Понимание этого вопроса необходимо для понимания результатов расчетов, представленных как в этой, так последующих главах. Интерес представляет параграф, в котором кратко рассмотрены основные текущие стандарты безопасности, принятые в разных странах, а так же ограничения, накладываемые ими. Наконец, основным в данной главе является анализ полученных результатов, связанных с изучением воздействия ЭМ поля при нахождении человека вблизи к передающим антеннам базовых станций. Целью проведенных исследований было изучение воздействия на неоднородную модель человека облучения плоской волной в широком диапазоне частот, с учетом различного падения и разной поляризации волны. Основными изучаемыми характеристиками являются усредненные на разные массы распределения SAR, а так же распределение роста температуры при облучении и трансформации ЭМ энергии в тепло. Полученные результаты исследуются на соответствие нормам, определенным стандартами безопасности. Отдельный интерес представляет изучение влияния электромагнитного поля на человека при температуре окружающей среды выше 24°C. Эта температура указана в стандартах как нормальная, при более высокой внешней температуре сказано, что соответственные величины SAR должны быть уменьшены. Но как именно, насколько при изменении внешней температуры, не сказано. Эта часть исследования помогает пролить свет на данный вопрос.

До сих пор изучение облученной модели человека происходило в свободном пространстве. Очевидно, что для получения более реалистичной информации о воздействии электромагнитного поля на человека необходимо учитывать и воздействие окружающей среды. Основной темой четвертой главы является рассмотрение влияния различных сценариев на воздействие полей на человека. Для рассмотрения реалистичной неоднородной модели человека, и помещения ее в различные сценарии, необходимо использовать метод КРВО. В этом случае, для представления самих сценариев в виде расчетной сетки

необходимы большие вычислительные ресурсы (см [68]). В данной главе представлен подход, позволяющий в терминах SAR заменить неоднородную модель однородной, и, используя для расчетов МВИ, для учета сценариев довольствоваться мощностями простого настольного компьютера. Для этого на соответствие с неоднородной моделью были проверены три однородные модели. Первая модель получена из неоднородной, рассмотренной в главе 3 модели путем сохранения формы и полном заполнении ее материалом мускула. Следующие две модели так же однородны, и представляют следующее упрощение. Они различаются лишь тем, что в первом случае были сохранены пропорции неоднородной модели, а во втором – ее масса. Результаты, полученные для всех моделей, были сравнены с результатами главы 3 с точки зрения соответствия значений SAR. Переход между неоднородной моделью и соответствующей ей по форме однородной был совершен для проверки того, насколько в принципе данный подход может иметь право на существование. Так же интерес представляло и то, какие величины останутся адекватными при сохранении формы и размеров, но при замене внутренней структуры тела на однородную. Как было сказано выше, мускул был выбран для заполнения однородных моделей потому, что его в процентном соотношении больше, чем других материалов, поэтому он претендует на роль среднего материала. Как показали исследования, модели адекватны с точки зрения сравнения максимальных значений  $10\text{г SAR}$  и значений  $\text{WBA SAR}$ . Рассмотрение максимальных значений  $1\text{г SAR}$  в зависимости от частоты и от различных падений волны и поляризации для двух моделей, показало различное поведение этих величин. Таким образом, заменяя неоднородную модель на однородную, не стоит рассматривать  $1\text{г}$  величины SAR, и рассчитывать, что полученные результаты будут иметь поведение, соответствующее изначальной неоднородной модели. Что касается распределений, несмотря на то, что рассматривая все тело, кажется, что однородная модель в состоянии описать основные моменты, при более детальном рассмотрении, например, при анализе распределения в голове, оказывается, что области максимумов не совпадают, и картины распределений смещены, что обуславливается влиянием локального распределения материалов. Далее в главе рассматриваются две упрощенные однородные модели, заполненные, как и в предыдущем случае, мускулом. Как показывают результаты исследования, обе модели можно использовать так же в терминах максимальных значений  $10\text{г SAR}$  и значений  $\text{WBA SAR}$ . Обе эти модели были построены на базе одной САПР модели, и отличались лишь размерами. Это дало право использовать данную модель при оценках. Модель хороша тем, что ее можно использовать при моделировании МВИ. Как показано в главе 2, метод вспомогательных источников является оптимальным как с точки зрения использования вычислительных ресурсов, расчетного времени, так и с точки зрения контроля условия удовлетворения граничным условиям. В данной главе далее было показано, как этот метод используется для моделирования модели человека, помещенного в различные сценарии облучения. В параграфе рассматривается модель человека в комнате с окном, около холма и около стены. Как показали результаты исследования, зачастую, находясь в определенных местах, из-за образующихся стоячих полей, значение величин SAR может быть в разы больше, чем при облучении в свободном пространстве. Результаты данных исследований были опубликованы в [65] – [67].

Последняя пятая глава является одной из наиболее существенных в диссертационной работе. В работе [69] представлен анализ информации, собранный в течении десятилетий в области RF-дозиметрии и обобщенный впоследствии в виде стандартов безопасности. Стандарты оперируют с такими величинами, как усредненный по всему телу (WBA), а так же локальный SAR, чтобы предохранить как от общего, так и локального перегрева. Как показано в работе [70], SAR является временной оценкой диссипации электромагнитной энергии на единицу массы в средах с потерями. Учитывая, что тепло в данном случае является следствием диссипации электромагнитной энергии, SAR может быть выражен как в

электромагнитном, так и в термальном видах. Таким образом становится очевидным, должна быть определенная корреляция между распределением SAR и ростом температуры, вызванным переходом поглощенной телом электромагнитной энергии в тепло. Как показано в главе 3, современные стандарты безопасности оперируют с различными величинами SAR, усредненными на разные массы. Естественным является интерес к изучению зависимости корреляции между распределениями SAR, усредненными на разную массу, а так же посчитанными при помощи различных схем, и ростом температуры. Получив ответ на то, какое распределение SAR лучшим образом коррелирует с ростом температуры, можно дать ответ на вопрос, какому стандарту стоит отдавать предпочтение, и позволит решить извечную дилемму о том, какая из этих исторически выбранных масс является наилучшей для стандарта (USAS 1966, ANSI 1974, ANSI 1982, IEEE 1991, ICNIRP 1998, IEEE 1999, IEEE 2004, IEEE 2005). Данная глава посвящена изучению корреляции между распределениями SAR, усредненными используя различные схемы, а так же соответствующим распределениям роста температуры. Анализ литературы показал, что в том небольшом количестве существующей в данной области исследований [36], [37] оценивалась корреляция между максимальными значениями. Несмотря на то, что была собрана существенная статистическая информация, не был проведен анализ на совпадения областей с максимальными значениями SAR и ростом температуры в пространстве. В исследовании, представленном в данной главе, было проведено исследование корреляции между распределениями SAR и соответственным ростом температуры. Результаты исследования, приведенные в данной главе, разбиты условно на две части в соответствии с результатами, представленными в статьях [71], [72]. Группа из Лаборатории прикладной электродинамики, работающая над данными статьями, соавторы из научного подразделения компании Моторола (Motorola Corporate EME Research Laboratory), а так же, насколько известно из личных контактов, так же и сами авторы статей [36], [37], полагают, что исследование соответствий различных распределений SAR и соответственного роста температуры, основанное на пространственной корреляции распределений, является более правдоподобным, и будет принято к сведению при формировании текущего стандарта безопасности.

Представленные результаты получены в ходе работы автора в составе группы Лаборатории прикладной электродинамики над следующими грантовыми проектами: “Дальнейшее развитие Метода вспомогательных источников”, Министерство Науки и Образования Грузии, 2005г, “Free space EM field assessment” (WP3) - проекта в рамках программы сотрудничества Форума Производителей Мобильных Телефонов (Mobile Manufacturers Forum (MMF)) и Ассоциации Глобальной Системы Мобильной Связи (GSM Association), 2005-2006гг, а так же проекта “Electromagnetic Pollution and Health Safety Investigation” (GNSF/ST06/4-015), спонсируемого Национальным Научным Фондом Грузии (Georgian National Scientific Foundation), 2006-2008 гг. Так же огромное значение при работе над данной диссертационной работой имело сотрудничество с подразделением компании Моторола, в результате которого было опубликовано несколько совместных работ. В общей сложности, автором опубликовано более 15 научных статей, из них 3 в журналах. Так же результаты работы были представлены на множестве научных международных конференций, на некоторых из них автор диссертации был непосредственным докладчиком.

## Литература

- [1] A.G. Johnson Liakouris, “Radiofrequency (RF) sickness in the Lilienfeld study: an effect of modulated microwaves?”, *Arch. Environm. Health*, vol. 53, no. 3, pp. 236-238, May/June 1998.
- [2] National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). *Biological Effects and Exposure Criteria for Radiofrequency Electromagnetic Fields*. Bethesda, MD, US (1986).
- [3] National Radiological Protection Board (NRPB). *Review of the scientific evidence for limiting exposure to electromagnetic fields (0–300 GHz)*. Doc. NRPB, vol. 15, no. 3, Chilton, Didcot, Oxfordshire, UK (2004).
- [4] National Radiological Protection Board (NRPB). *Advice on limiting exposure to electromagnetic fields (0–300 GHz)*. Doc. NRPB, vol. 15, no. 2, Chilton, Didcot, Oxfordshire, UK (2004).
- [5] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP). *Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300GHz)*. *Health Phys.*, vol. 74, pp. 494-522, 1998.
- [6] USAS C95.1-1966, *Safety Level of Electromagnetic Radiation With Respect to Personnel*, United States of America Standards Institute, New York, NY (1966).
- [7] ANSI C95.1-1974, *Safety Level of Electromagnetic Radiation With Respect to Personnel*, American National Standards Institute, New York, NY (1974).
- [8] ANSI C95.1-1982, *American National Standard Safety Levels with respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 300 kHz to 100 GHz*, American National Standards Institute, New York, NY (1982).
- [9] IEEE C95.1-1991, *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz*, IEEE New York, NY (1991).
- [10] IEEE C95.1-1991: 1999 edition, *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz*, IEEE New York, NY (1999).
- [11] IEEE C95.1b-2004, *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz - Amendment 2: Specific Absorption Rate (SAR) Limits for the Pinna*, IEEE New York, NY (2004).
- [12] IEEE C95.1-2005, *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz*, IEEE New York, NY (2005).
- [13] K. R. Foster and R. Glaser, “Thermal Mechanisms of Interaction of Radiofrequency Energy with Biological Systems with Relevance to Exposure Guidelines”, *Health Physics*, 92(6):609-620, June 2007.
- [14] I.SoSiaSvili, “cocxal organizmze electrogamnituri gamosxivebis zemoqmedebis modelireba”, *disertacia*, Tbilisi, 2004

- [15] A. Rosen, M. Stuchly, A. Vander Vorst, "Applications of RF/Microwaves in medicine", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech*, vol. 50, no. 3, pp. 963-974, March 2002.
- [16] A. Vander Vorst, "Microwave bioelectromagnetics in Europe", *Proc. MTT Symp*, Atlanta, 1993, pp. 1137-1140
- [17] A. Rosen, H.D. Rosen, *New Frontiers in Medical Device Technology*, New York: John Wiley and Sons, 1995
- [18] A. Vander Vorst, F. Duhamel, "1990-1995 advances in investigating the interaction of microwave fields with the nervous system", in A. Rosen and A. Vander Vorst, (Eds), *Special issue on Medical Applications and Biological Effects of RF/Microwaves*, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech*, vol. 44, no. 10, pp. 1898-1909, October 1996
- [19] F. Apollono, G. D'Inzeo, L. Tarricone, "Theoretical analysis of voltage-gated membrane channels under GSM and DECT exposure", *Proc. MTT Symp.*, Denver, 1997, pp. 103-106
- [20] V. Garaj-Vrhovac, A. Fucic, D. Horvat, "The correlation between the frequency of micronuclei and specific chromosome aberrations in human lymphocytes exposed to microwave radiation in vitro", *Mutation Res*, no. 281, pp. 181-186, 1992
- [21] V. Barbaro, P. Bartolini, A. Donato, C. Militello, G. Altamura, F. Ammirati, M. Santini, "Do European GSM Mobile cellular Phones Pose a Potential Risk to Pacemaker Patients?", *Pacing Clin. Electrophys*, vol. 18. Pp. 1218-1224, 1995
- [22] C. Lin, "The Blood-Brain Barrier, Cancer, Cell Phone, and Microwave Radiation", *IEEE Microwave Mag.*, vol. 2, no 4, pp. 26-30, December 2001
- [23] S.M. Michelson, C.H. Dodge, "Soviet views on the biological effects of microwaves – An analysis", *Health Physics*, vol. 21, pp. 108-111, July 1971
- [24] Liu J, Chen X, Xu LX (1999) New thermal wave aspects on burn evaluation of skin subjected to instantaneous heating. *IEEE Trans. Biomedical Eng.* 46, 420–428
- [25] Peinnequin A, Piriou A, Mathieu J, Dabouis V, Sebbah C, Malabiau R, Debouzy JC (2000) Non-thermal effects of continuous 2.45 GHz microwaves on Fas-induced apoptosis in human Jurkat T-cell line. *Bioelectrochemistry* 51, 151–161
- [26] Salles AAA de (1999) Biological effects of microwave and RF. *SBMO/IEEE MIT-S IMOC'99 Proceedings* 51–55 [14]. O.P. Gandhi, Q.X.Li, "temperature rise for the human head for cellular telephones and for peak SRs prescribed in safety guidelines", *IEEE Trans. Microwave Theory and Technology*, vol 49, N9 sept 2001, pp1607-1613
- [27] T. Samaras, P. Pegli, N.Kuster, "Electromagnetic and heat transfer computations for non-ionizing radiation dosimetry", *Phys. Med. Biol.* 45(2000)1-14
- [28] J.Wang, O. Fujiawara, "FDTD computation of temperature rise in the human head for portable telephones", *IEEE Trans. Microwave Theory and Technology*, vol 47, N8 Aug. 1999, pp1525-1534

- [29] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, E. Piuzzi, "Specific absorption Rate and Temperature increases in the head of Cellular-Phone user", *IEEE Trans. Microwave Theory and Technology*, vol 48, N7, July. 2000, pp1118-1126
- [30] Hirata et al: "Temperature increase in the human head due to dipole antenna", *IEEE Trans on Electromagnetic Compatibility*, vol 45, N1, feb.2003
- [31] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, E. Piuzzi, "Specific absorption rate and temperature evaluation in a subject exposed in Far-Fields of Radio-Frequency Sources Operating in the 10-900-Mhz Range", *IEEE Trans. On Biomed. Eng.* Vol. 50, N3, March 2003, pp. 295-304.
- [32] Li JX, Niu ZQ (1990) *Introduction to the bioelectromagnetics* (in Chinese). Press of Sian University of Electronic Science and Technology, Sian
- [33] A. Taflove, Ed., *Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*. Norwood, MA: Artech House, 1995
- [34] A. Razmadze, L. Shoshiashvili, D. Kakulia, G. Kajaia, N. Jejelava, R. Zaridze. "Accuracy Control of Finite Difference Time Domain (FDTD) Method using Method of Auxiliary Sources (MAS) and Investigation of Correlation between SAR and Temperature Rise". *Topical Meeting Notes of 17th International Zurich Symposium on Electromagnetic Compatibility*. 27 February - 3 March, 2006, Singapore. pp. 89-92
- [35] IEEE Std C95.3-2002, IEEE recommended practice for measurements and computations of radio frequency electromagnetic fields with respect to human exposure to such fields, 100 kHz-300 GHz, Annex E, IEEE New York, NY (2002)
- [36] Hirata, A., & T. Shiozawa. 2003. Correlation of maximum temperature increase and peak SAR in the human head due to handset antennas. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* 51:1834–1841
- [37] Hirata, A., M. Fujimoto, T. Asano, W. Jianqing, O. Fujiwara, & T. Shiozawa. 2006. Correlation between maximum temperature increase and peak SAR with different average schemes and masses. *IEEE Trans. Electromag. Comp.* 48:569–578
- [38] D. Economou, D. Kaklamani, R. Zaridze, V. Kaouloulis, I. Tigelis and N. Uzunoglu, "A Hybrid Method of Moments & Method of Auxiliary Sources (MOM/MAS) Technique in Solving Complex Electromagnetic Structures" *Proceedings of International conference in Advanced Applications (ICEAA 97)* September 15-18, 1997 – Torino, ITALY
- [39] Kupradze V. *Dynamical Problems in Elasticity*, Progress in Solid Mechanics 3. Amsterdam, 1963.
- [40] Kupradze V. About approximate solution of mathematical physics problem. *Success of Mathematical Sciences*, Moscow. 22. N2 1967, 59-107.
- [41] R. F. Harrington "Field Computation by Moment Methods" Oxford University Press, The IEEE Press, 1993
- [42] Eremin Yu. A. Lebedev O. A. Sveshnikov A. G. 1988. *Radioeng. And Electr. Acad. Of Science USSR*. Nauka, v. 33, N10, 2076-2083

- [43] Дж. А. Стрэттон “Теория Электромагнетизма“ Москва 1948
- [44] H. H. Pennes, “Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperature in the Resting Human Forearm,” *J. of Applied Physiology*, Vol. 1, pp. 93-102, 1948
- [45] V. Flyckt, B. Raaymakers and J. Lagendijk, "Modelling the impact of blood flow on the temperature distribution in the human eye and the orbit: fixed heat transfer coefficients versus the Pennes bioheat model versus discrete blood vessels," *Phys. Med. Biol.* vol. 51, pp. 5007-5021, 2006
- [46] Bernardi et al., *IEEE Trans. Biomed Eng.* 2003
- [47] Hirata et al., *Phys. Med. Biol.* 2007
- [48] M. Prishvin, L. Manukyan, V. Jeladze, I. Petoev, V. Tabatazde, D. Kakulia, R. Zaridze. Numerical simulation of heat transfer in human tissue according to improved vascular structure model. Proceedings of XIIIth International Seminar/Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory (DIPED-2008), September 22-25, 2008, Tbilisi, Georgia. pp. 143-148.
- [49] M. Prishvin, L. Manukyan, R. Zaridze. Vascular Structure Model for Improved Numerical Simulation of Heat Transfer in Human Tissue. EMC Zurich 2009, pages 261-264
- [50] A. Bijamov, A. Razmadze, L. Shoshiashvili, K. Tavzarashvili, R. Zaridze, G. Bit-Babik, A. Faraone, "Advanced Electro-Thermal Analysis for the assessment of human exposure in the near-field of EM sources.", ICEAA'03 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications, September 8-12, 2003 Torino, Italy
- [51] R. S. Zaridze, N. Gritsenko, G. Kajaia, E. Nikolaeva, A. Razmadze, L. Shoshiashvili, A. Bijamov, G. Bit-Babik, A. Faraone, "Electro-Thermal Computational Suit for Investigation of RF Power Absorption and Associated Temperature Change in Human Body", 2005 IEEE AP-S International Symposium and USNC/URSI National Radio Science Meeting, July 3-8, 2005, Washington DC, USA. p. 175
- [52] M. J. Ackerman, “The visible human project”, *Proc. IEEE*, vol. 86, pp. 504-511, March 1998
- [53] P. A. Mason, J. M. Ziriaux, W. D. Hurt, T. J. Walter, K. L. Ryan, D. A. Nelson, K. I. Smith, and J. A. D’Andrea. Recent advancements in dosimetry measurements and modeling Radio Frequency Radiation Dosimetry. B J Klauenberg and D Miklavcic Eds. (Dordrecht: Kluwer), pp 141–55 (2000)
- [54] K. S. Cole and R. H. Cole: "Dispersion and absorption in dielectrics: I. Alternating current characteristics.", *Journal of Chemical Physics*, April 1941, pp.341-351
- [55] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the frequency spectrum of tissues,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, pp. 2271-2293, 1996



- [56] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, and E. Piuzzi, "Specific Absorption Rate and Temperature Elevation in a Subject Exposed in the Far-Field of Radio-Frequency Sources Operating in the 10–900-MHz Range," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, pp. 295–304, March, 2003
- [57] V. Flyckt, B. Raaymakers and J. Lagendijk, "Modelling the impact of blood flow on the temperature distribution in the human eye and the orbit: fixed heat transfer coefficients versus the Pennes bioheat model versus discrete blood vessels," *Phys. Med. Biol.* vol. 51, pp. 5007-5021, 2006
- [58] Q. Li, O. Gandhi, "Thermal Implications of the New Relaxed IEEE RF Safety Standard for Head Exposures to Cellular Telephones at 835 and 1900 MHz," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech*, vol. 54, pp. 3146 - 3155, 2006
- [59] A. Hirata, "Computational Verification of Anesthesia Effect on Temperature Variations in Rabbit Eyes Exposed to 2.45 GHz," *Bioelectromagnetics*, Vol. 27, pp. 602-612, 2006
- [60] K. Caputa, M. Okoniewski, and M. Stuchly, "An algorithm for computation of the power deposition in human tissue", *IEEE Antennas Propagat. Mag.*, vol. 41, pp. 102-107, June 1999
- [61] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, and E. Piuzzi, "Specific absorption rate and temperature increases in the head of a cellular-phone user," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol 48, pp. 1118-1126, July 2000
- [62] A. Taflove and M.E.Brodwin, "Computation of the electromagnetic fields and induced temperatures within a model of the microwave-irradiated human eye", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech*, vol. MTT-23, pp. 888-896, Nov. 1975
- [63] C. H. Durney, H. Massoudi, M. F. Iskander, "Radiofrequency Radiation Dosimetry Handbook", 4th Edition, USAF Contract # F4162296P405 (Final Report), Oct. 1986 (<http://niremf.ifac.cnr.it/docs/HANDBOOK/home.htm>). [Fourth Edition]," USAF School of Aerospace Medicine, Brooks AFB, TX, Report USAFSAM-TR-85-73, 1986 [IEEE-1715]
- [64] A. Christ, M.-C. Gosselin, M. Zefferer, S. Benkler, E. Cabot, S. Kuhn and N. Kuster, "Dosimetry as a Function of Anatomy and Exposure Source", Zurich, January 11, 2008
- [65] R. Zaridze, D. Kakulia, A. Razmadze, L. Shoshiashvili, D. Mazmanov, L. Manukyan, N. Jejelava, G. Bit-Babik, A. Bijamov, A. Faraone. "Assessment of Human Exposure to RF Energy in Some Real Scenarios", Proceedings of the 2006 IEEE AP-S International Symposium on Antennas and Propagation and USNC/URSI National Radio Science Meeting, Albuquerque, New Mexico, USA, July 9 - 15, 2006. pp. 729-732.
- [66] R. Zaridze, D. Kakulia, A. Razmadze, L. Shoshiashvili, D. Mazmanov, L. Manukyan, N. Jejelava, T. Gogua. "Average Human Model Introduction to Study Realistic Human Exposure to RF Energy". Proceedings of MEDITERRANEAN MICROWAVE SYMPOSIUM 2006, September 19-21, 2006, Genova, Italy. pp. 52-55
- [67] D. Kakulia, L. Manukyan, D. Mazmanov, A. Razmadze, R. Zaridze. "EM Field Distribution and Propagation in Some Realistic Scenarios". *Journal of Applied Electromagnetism*. November 18, 2008.

- [68] Y. Sumi, T. Hikage, T. Nojima, M. Omiya, S. Watanabe, T. Shinozuka, T. Kizawa, "Large-Scale Numerical Analysis of the EMF in Actual Train Carriage", 2004 Korea-Japan Joint Conference on AP/EMC/EMT, Nov. 2004
- [69] C. H. Durney, H. Massoudi, M. F. Iskander, "Radiofrequency Radiation Dosimetry Handbook", 4th Edition, USAF Contract # F4162296P405 (Final Report), Oct. 1986 (<http://niremf.ifac.cnr.it/docs/HANDBOOK/home.htm>). [Fourth Edition]," USAF School of Aerospace Medicine, Brooks AFB, TX, Report USAFSAM-TR-85-73, 1986 [IEEE-1715]
- [70] Chou, C.-K., H. Bassen, J. Osepchuk, Q. Balzano, R. Petersen, R. Meltz, R. Cleveland, J.-C. Lin, & L. Heynick. 1996. Radio frequency electromagnetic exposure: Tutorial review on experimental dosimetry. *Bioelectromagnetics* 17:195–208
- [71] A. Razmadze, L. Shoshiashvili, D. Kakulia, R. Zaridze, G. Bit-Babik, A. Faraone, "Influence of Specific Absorption Rate Averaging Schemes on Correlation between Mass-Averaged Specific Absorption Rate and Temperature Rise", *Electromagnetics*, 29:77–90, 2009
- [72] A. Razmadze, L. Shoshiashvili, D. Kakulia, R. Zaridze, "Influence of Averaging Masses on Correlation Between Mass-Averaged SAR and Temperature Rise", *Journal of Applied Electromagnetism*, 2009
- [73] G. Bit-Babik, A. Faraone, A. Razmadze, R. Zaridze, "Correlation Between Locally Averaged SAR Distribution and Related Temperature Rise in Human Body Exposed to RF Field", BEMS 2009<sup>th</sup> Annual Meeting, 2007, Kanazawa, Japan
- [74] A. Razmadze, L. Shoshiashvili, D. Kakulia, R. Zaridze, "Correlation between SAR and temperature rise distributions with different masses and schemes of averaging, child head, dipole antenna radiation at 1800 MHz", *Proceedings of XIIth International Seminar/Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory (DIPED-2007)*, September 17-20, 2007, Lviv, Ukraine. pp. 48-53.