**«Балтийский государственный технический университет «ВОЕНМЕХ» им. Д.Ф. Устинова»**

**(БГТУ «ВОЕНМЕХ» им. Д.Ф. Устинова)**

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
|  | |  | |  | | ДОПУСКАЕТСЯ К ЗАЩИТЕ: | | | | | | | | | |
| **Факультет** | | И | | Заведующий кафедрой | | | | |  | | И4 | | |
|  | |  | |  | | | | |  | | шифр кафедры | | |
| **Выпускающая кафедра** | | И4 | | Страхов С.Ю. | | |  |  | | | | | |
|  | |  | | Фамилия И.О. | | |  | подпись | | | | | | |
| **Группа** | | И443 | | «\_\_\_\_\_» | |  | | | | | | 2018 г. | |
|  |  | |  | |  | |  | | | | |  | | |

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

|  |  |
| --- | --- |
| Латушкина Алексея Леонидовича | |
| Фамилия, имя, отчество обучающегося | |
| **На тему** | Контроль биометрических данных с помощью вживляемых |
| радиоэлектронных устройств (цифровая таблетка) | |
|  | |

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| **Направление подготовки** | 11.03.01 |  | Радиотехника |
|  | индекс направления |  | полное наименование направления |
|  | | |

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **Консультант:** | | | | |  | | | |  | **Руководитель:** | | |  | | | | | | |
| при необходимости | | | | | подпись | | | |  |  | | | подпись | | | | | | |
|  | | |  | |  | | | |  |  | | | | |  | | Глинкин А.С. | | |
| ученая степень, ученое звание | | | | | Фамилия ИО | | | |  | ученая степень, ученое звание | | | | | | Фамилия ИО | | | |
| « » |  |  | | | | |  | 201\_\_г. |  | « » |  |  | | | | | |  | 2018 г. |
|  | | | | | |  | | |  | **Обучающийся:** | | | |  | | | | | |
|  | | | |  | |  | | |  |  | | | | |  | | Латушкин А.Л. | | |
|  | | | | | |  | | |  | подпись | | | | |  | | Фамилия ИО | | |
|  |  |  | | | | |  |  |  | « » |  |  | | | | | |  | 2018 г. |

САНКТ-ПЕТЕРБУРГ

2018

**РЕФЕРАТ**

Пояснительная записка 51 страница, 23 рисунка, 3 таблицы, 26 источников

РАДИОЧАСТОТНАЯ ИДЕНТИФИКАЦИЯ ВЖИВЛЯЕМЫХ УСТРОЙСТВ, ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫЕ ВОЛНЫ В БИОЛОГИЧЕСКОЙ СРЕДЕ, РАДИОМЕТКА, БЕСКОНТАКТНЫЙ КОНТРОЛЬ БИОМЕТРИЧЕСКИХ ДАННЫХ, ИМПЛАНТИРУЕМЫЕ СИСТЕМЫ СВЯЗИ

Объектом исследования является система радиочастотной идентификации (RFID), состоящая из двух дипольных антенн, одна из которых помещена в биологическую среду, а вторая находится в свободном пространстве. Цель работы – исследование механизма распространения электромагнитных волн, излученных имплантированной антенной RFIDсистемы, с целью уменьшения отражения электромагнитной волны от границы раздела двух сред и улучшения коэффициента передачи между имплантированной антенной и антенной считывающего устройства.

Биологическая среда, окружающая вживляемые устройства, характеризуется высокой диэлектрической проницаемостью и уровнем потерь, которые приводят к сильному ослаблению электромагнитного сигнала. Высокий уровень потерь влечет значительное затухание сигнала при распространении в биологической среде, а высокая диэлектрическая проницаемость биологической среды к сильному отражению сигнала от границы раздела. Анализируется система, состоящая из двух дипольных антенн, одна из которых помещена в биологическую среду, а вторая находится в свободном пространстве. Для уменьшения отражения от границы раздела предложено использовать дополнительный согласующий слой. Произведена оценка влияния согласующего слоя на коэффициент передачи между антеннами и представлена структура усовершенствованной системы.

**ОГЛАВЛЕНИЕ**

[ПЕРЕЧЕНЬ СОКРАЩЕНИЙ, УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ, ЕДИНИЦ И ТЕРМИНОВ 5](#_Toc517014323)

[ВВЕДЕНИЕ 6](#_Toc517014324)

[1. ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИИ RFIDДЛЯ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ УСТРОЙСТВ 8](#_Toc517014325)

[1.1. Технологические результаты по миниатюризации устройств RFID 8](#_Toc517014326)

[1.2 Принцип работы устройства с индуктивной связью 9](#_Toc517014327)

[1.3 Принцип работы устройства с электромагнитной связью 11](#_Toc517014328)

[1.4 Частота и диапазон считывания исследуемых RFID-устройств 13](#_Toc517014329)

[1.5 Методы моделирования распространения электромагнитных волн 15](#_Toc517014330)

[2. ИССЛЕДОВАНИЯ В СФЕРЕ ПРОЕКТИРОВАНИЯ ВЖИВЛЯЕМЫХ СИСТЕМ КОНТРОЛЯ БИОМЕДИЦИНСКИХ ПАРАМЕТРОВ НА ОСНОВЕ ТЕХНОЛОГИЙ RFID 18](#_Toc517014331)

[2.1 Вживляемые системы дистанционного контроля и оценки параметров биологических объектов: структура и область применения 18](#_Toc517014332)

[3. РАСПРОСТРАНЕНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ВОЛН НА ГРАНИЦЕ РАЗДЕЛА ДВУХ СРЕД 23](#_Toc517014333)

[3.1 Электромагнитные волны в биологической ткани 23](#_Toc517014334)

[3.2 Явление отражения на границе раздела двух сред 29](#_Toc517014335)

[4. МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ВОЛН, ИЗЛУЧАЕМЫХ ВЖИВЛЯЕМОЙ АНТЕННОЙ, И ИЗУЧЕНИЕ РАЗЛИЧНЫХ СПОСОБОВ ПОВЫШЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТА ПЕРЕДАЧИ 33](#_Toc517014336)

[4.1 Моделирование электромагнитных волн, излучаемых вживляемой в тело человека антенной 33](#_Toc517014337)

[4.2 Методы повышения коэффициента передачи 39](#_Toc517014338)

[4.2.1 Улучшение характеристик вживляемой антенны 39](#_Toc517014339)

[4.2.2 Применение дополнительного согласующего слоя 41](#_Toc517014340)

[4.3 Моделирование распространения электромагнитных волн, излучаемых вживляемой антенной с применением многослойной структуры 46](#_Toc517014341)

[ЗАКЛЮЧЕНИЕ 49](#_Toc517014342)

[СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ 50](#_Toc517014343)

# ПЕРЕЧЕНЬ СОКРАЩЕНИЙ, УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ, ЕДИНИЦ И ТЕРМИНОВ

В работе применяются следующие сокращения, обозначения, единицы и термины:

RFID - Radio-frequency identification (Радиочастотная идентификация)

М - Метр

Гн - Генри

Гц - Герц

СВЧ – Сверхвысокие Частоты

ВЧ – Высокие Частоты

НЧ – Низкие Частоты

WBAN – Wireless Body-Area Network (беспроводная система связи в пределах человеческого тела)

МЭМС - Микроэлектромеханические системы

ИК - Инфракрасный

ЭМ - Электромагнитные

См- Сименс

FDTD – Finite Difference Time Domain (метод конечных разностей во временной области)

КПД – Коэффициент полезного действия

# ВВЕДЕНИЕ

В наше время очень бурно развивается разработка имплантируемых устройств, применяемых в биомедицине. Такие импланты возможность осуществлять контроль за организмом человека и непрерывно следить за множеством различных параметров, в числе которых температура, давление, уровень глюкозы в крови и другие. Ключевой задачей радиотехники в таких имплантируемых системах является достижение эффективной передачи сигнала через биологическую ткань в свободное пространство. Биологическая среда, окружающая вживляемое устройство, имеет высокий уровень диэлектрической проницаемости и потерь, ведущих к затуханию электромагнитных сигналов еще до выхода из среды. Помимо этого, сильное различие диэлектрических проницаемостей свободного пространства и биологической среды ведёт к отражению электромагнитной волны от границы раздела сред. В настоящей работе исследуется механизм распространения волн в биологической среде, включая преломления на границе биологической ткани и свободного пространства. Для целей изучения механизма распространения волн и увеличения эффективности системы выбрана технология радиочастотной идентификации – RFID (Radio-frequency identification**)**.

Исследовано влияние дополнительного согласующего слоя, расположенного на поверхности биологической среды, на коэффициент передачи между антенной имплантируемого устройства и антенной считывающего приёмника.

RFID - это технология, осуществляющая взаимосвязь посредством радиоволн между считывателем (приёмником) и транспондером для целей идентификации и отслеживания. Транспондер обычно состоит из интегральной схемы для хранения и обработки сигнала данных и антенны для приема и передачи сигнала [1]. Изготовление небольшого (порядка нескольких см) RFID-устройства с коммуникативной способностью является вполне выполняемой задачей и, согласно исследованиям [2], представляется технически возможным изготовить RFID-устройство даже в биомолекулярном масштабе. При этом оно могло бы считывать параметры химической среды.

Кроме того, технология RFID позволяет осуществлять дистанционный мониторинг полностью автономных имплантатов в реальном времени в организме человека. В технике улавливания мощности, основанной на индуктивных или электромагнитных соединениях, имплантат RFID получает питание от считывателя и передает обратно ему сигнал, который содержит данные.

Таким образом, вживляемые медицинские изделия считывающие информацию об организме человека и передающие её по радиоканалу на принимающие устройства, обладают огромным потенциалом и их можно отнести к прогрессивным технологиям последнего времени. Об этом так же говорит и то, что сейчас многие умы России активно работают над развитием этой области.

# 1. ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИИ RFIDДЛЯ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ УСТРОЙСТВ

## 1.1. Технологические результаты по миниатюризации устройств RFID

Из обзора уровня техники [3] можно заметить, что размер одночиповых RFID-транспондеров зависит в большей степени от размера антенны, а не от интегральных схем, используемых в RFID-транспондере для хранения и обработки сигнала данных. Наименьший размер интегральной схемы составляет 50 × 50 × 5 × 10-6 м3 без антенны [3]. Однако, используя электромагнитные волны либо индуктивную связь для питания пассивного RFID-устройства, размеры антенны вне кристалла обычно исчисляются в сантиметрах. Небольшие радиочастотные антенны (несколько мм2) могут быть размещены на том же чипе, что и компоненты обработки сигнала, то есть являются встроенной антенной. Исследования показали, что может быть достижимо исполнение RFID чипа объёмом 100 × 100 × 5 10-6 [2].

Новые технологии производства на наномасштабном уровне могут помочь в миниатюризации RFID устройств. Это может позволить, например, изучить возможности очень маленькой антенны с использованием углеродной нанотрубки [4]). В 2007 году с использованием одной углеродной трубки были впервые разработаны наноразмерные радиоволновые приёмники. Одна углеродная нанотрубка длиной 1мкм и диаметром 10нм включала в себя одновременно антенну, тюнер, усилитель и частотный демодулятор. Антенна принимала сигналы через высокочастотные механические колебания нанотрубки, величина этих колебаний высока только тогда, когда частота падающей волны совпадает с настраиваемой резонансной частотой нанотрубки. Батарея была подключена в качестве источника питания для работы радиостанции, и, следовательно, с этими активными устройствами могла быть достигнута передача и прием сигналов на расстоянии нескольких метров. [5]Так же было разработано еще одно крошечное радио, использующее нанотехнологию. В нём для демодуляции амплитудно-модулированного сигнала используется углеродная нанотрубка. Эти достижения в изготовлении радиочипов на наноразмерном уровне могут помочь появлению наноразмерного RFID-устройства. Из-за очень малого размера такие устройства затем могут быть потенциально вставлены в живую клетку человека, чтобы обеспечить субклеточный интерфейс с дистанционным управлением. [6]

## 1.2 Принцип работы устройства с индуктивной связью

Мощность, необходимая для работы пассивного транспондера, может подаваться приёмником через индуктивное соединение. На рисунке 1 (a) показаны составные элементы соответствующей системы RFID. Магнитное поле генерируется низкочастотным током в катушке считывающего устройства. В области ближнего поля может происходить индуктивная связь между этой катушкой и катушкой транспондера.

Более подробно работа RFID системы на основе индуктивной связи показана на рисунке 1 (б). Резистор RT моделирует общие потери в интегральной схеме, используемые RFID транспондером для хранения и обработки сигнала данных. L1 и L2 представляют собой катушки индуктивности приемоответчика и считывателя соответственно, тогда как M обозначает взаимную индуктивность. r1 и r2 - последовательные сопротивления катушек считывателя и транспондера соответственно. Конденсатор C, соединенный параллельно с катушкой L2 антенны приемоответчика, формирует резонансный контур на выбранной частоте передачи f. Величина V временного гармонического напряжения на конце L2 задана формулой:

(1)

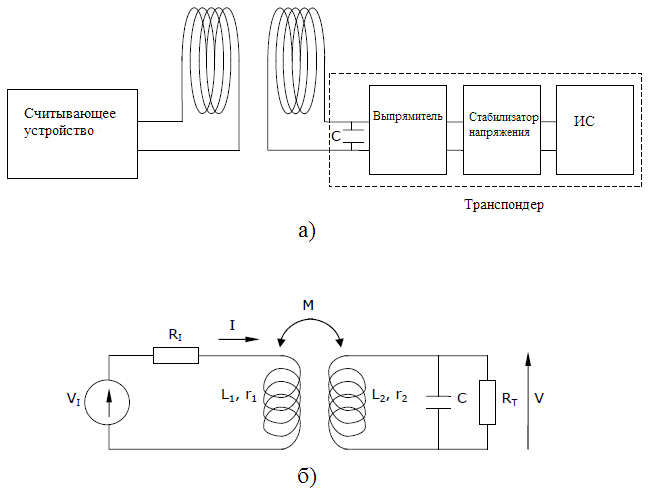


Рисунок 1 –RFID система на основе индуктивной связи: а) структура, б) система из идеализированных элементов

Оно достигает своего максимального значения на резонансной частоте. В уравнении (1), I обозначает величину тока в катушке считывателя, ω – радиальная частота передачи. Коэффициент связи k между двумя катушками зависит от расстояния d между катушкой транспондера и катушкой приёмника. На практике этот коэффициент близок к 10-3 Напряжение V после выпрямления и сглаживания регулятором, используется для подачи питания на интегральную схему. Оно должен быть достаточно большим, чтобы работать с этой цепью. Для данного расстояния d между двумя катушками это условие позволяет получить минимальное магнитное поле, которое должно генерироваться катушкой опроса. Это поле быстро уменьшается с расстоянием внутри области ближнего поля (1/d3, где d обозначает расстояние от центра катушки опроса до катушки транспондера), и, следовательно, когда две катушки разделены, она может быстро стать слишком слабой для обеспечения приемоответчика той энергией, которая обеспечивает его работу. На частоте f = 13,56 МГц напряжения V ≈ 1 вольт (необходимые для работы RFID чипа) могут индуцироваться в небольшой имплантируемой катушке-транспондере L2 ≈ 100 нГн из катушки считывателя L1 ≈ 1 мкГн, расположенной в расстояние d меньше 1 см. [7]

## 1.3 Принцип работы устройства с электромагнитной связью

Метод, основанный на электромагнитной связи, включает использование электромагнитных волн, которые распространяются от антенны в области дальнего поля для питания пассивной микросхемы RFID. Для передачи данных интегральная схема изменяет сопротивление антенны приемоответчика, который обращает внимание на часть падающей радиочастотной энергии на приёмник. На рисунке 2 показаны составные элементы RFID-системы, основанные на такой связи.

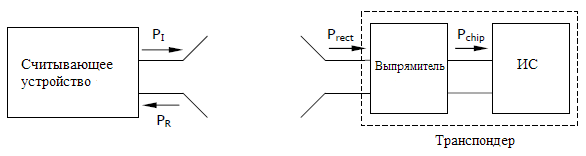


Рисунок 2 -RFID система на основе электромагнитной связи

В свободном пространстве электромагнитная мощность, полученная антенной приемоответчика приведена в следующей формуле [8]:

(2)

где PI обозначает мощность, передаваемую антенной считывателя (коэффициент усиления GI), λ - длина волны в свободном пространстве, а d обозначает расстояние между антеннами считывателя и приемоответчика (поляризационное несоответствие между антеннами считается несущественным). Коэффициент затухания (λ/4πd)2 характеризует потери в пути в свободном пространстве. Мощность PR ретранслируемого сигнала, передаваемого от транспондера [8]:

(3)

где σ обозначает площадь поперечного сечения приемоответчика, то есть эффективность, с которой транспондер отражает входящие электромагнитные волны. Как видно из формулы, мощность сильно ослабляется в 1/d4 раз (в свободном пространстве), когда возвращается к приёмнику.

RFID системы на основе электромагнитной связи обычно работают на частотах 868 МГц (Европа) и 915 МГц (США), а так же на частотах 2,5 ГГц и 5,8 ГГц. На симпозиуме, посвящённом радиочастотным микросхемам [9], огласили данные о разработке датчика влажности RFID, способном к пассивному беспроводному зондированию на частоте 868 МГц. Антенна считывателя располагалась на фиксированном расстоянии до 1,5 м перед чипом RFID. В 2010 году были изготовлены имплантируемые чипы RFID работающие на частоте 900 МГц с дальностью действия 15,7 м. [9]

По данным [10] ведутся разработки RFID-устройства, включающего датчик на основе электромагнитной трансдукции. При использовании этого устройства беспроводная передача данных и измерение давления, температуры, концентрации газа или другого физиологического параметра могут иметь одну и ту же электромагнитную волну. Не требуется электроники, нет выпрямителя и интегральных микросхем, и, следовательно, общие потери устройства RFID сведены к минимуму. Это позволяет увеличить дальность передачи до нескольких десятков метров. [10]

## 1.4 Частота и диапазон считывания исследуемых RFID-устройств

Низкочастотные электромагнитные волны не сильно ослабляются биологической тканью человека. Однако диапазон считывания, связанный с RFID-имплантатом частоты 135 кГц зачастую короче 1 метра из-за быстрого затухания магнитного поля и, как правило, малой площади поперечного сечения имплантированной катушки антенны транспондера. Кроме того, пропускная способность микросхемы такого RFID устройства очень мала. Эта техническая характеристика подразумевает: невысокие скорости передачи данных, неспособность считывателя одновременно считывать несколько имплантируемых RFID устройств, ненадёжность беспроводной линии связи и сложность включения любой криптографии в передаваемый сигнал (отсутствие безопасности и конфиденциальности передачи данных, хотя очень короткий диапазон, связанный с такими близкими системами связи, может быть интересен для обеспечения безопасной передачи). [11]

ВЧ-волны в диапазоне от 1 МГц до 20 МГц незначительно ослаблены тканями человека и, следовательно, пригодны для связи с RFID-устройствами, имплантированными внутрь человеческого организма. Эксперименты, проведенные на частоте 4 МГц, имитирующие электрические свойства ткани человека при помощи сосудов с водой между катушками индуктивной связи RFID системы показали небольшое уменьшение количества энергии, передаваемой считывателем транспондеру. Это ослабление было недостаточно большим, чтобы привести к сбою данных или снизить напряжение питания ниже рабочего диапазона интегральной микросхемы. Было обнаружено, что диапазон считывания такой индуктивной системы связи был такой же, как и в условиях свободного пространства, то есть 1 см при 13,56 МГц и менее 1 мм при 2,45 ГГц. Кроме того, была установлена ​​успешная беспроводная связь с десятью высокочастотными RFID устройствами (каждая из которых занимает площадь 2 x 10 мм2), имплантируемых в человеческом теле на глубине от 10 см до 30 см. Было замечено, что глубоко имплантированные транспондеры могут считываться на расстоянии 10 см от тела, то есть на расстояниях до транспондеров, подобных тем, которые наблюдаются у не имплантированных транспондеров. [12]

В настоящий момент индуктивная связь, работающая в частотном диапазоне 13,56 МГц и ниже является одним из наиболее распространенных способов беспроводной передачи данных от считывателя вне тела к RFID устройству, вживлённому в человеческое тело. Усиление мощности имплантированных устройств, работающих с индуктивной связью, было успешно применено в различных направлениях, например, для регистрации нейронных сигналов из аксонов с использованием имплантированной телеметрической системы, занимающей площадь 4 x 6 мм2 и работающей на частоте 2 МГц, для беспроводной имплантируемой системы нейронной микростимуляции или для замены дефектных фоторецепторов у пациентов путем имплантации чипа сетчатки.

Устройство RFID ультравысокой частоты (860-960 МГц) обеспечивает значительно более высокую пропускную способность, чем RFID на низких (125-132 кГц) и высоких (13.56 МГц) частотах. Это позволяет, например, обеспечить высокие скорости передачи данных и обеспечить надёжную защиту передаваемой информации. Кроме того, с использованием электромагнитных волн УВЧ можно добиться высокого уровня миниатюризации микросхемы RFID устройства, включая антенну. Однако УВЧ-волны имеют ряд недостатков для имплантируемых устройств: они сильно ослабляются водой, которая является главной составляющей человеческих тканей, и, следовательно, пассивные RFID устройства имеют сильно ограниченный диапазон связи (обычно менее 1 м); поле УВЧ, создаваемое считывателем, расположенным вне человеческого тела, подвержено множественным отражениям от объектов окружающей среды, которые создают помехи и нежелательные зоны тени, в которых микросхема RFID не детектируется считывателем. [13]

Сравнительная информация основных частот для RFIDустройств представлена в таблице 1.

Таблица 1 – сравнение параметров основных частот для RFID устройств

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Частота RFID устройства | 135 кГц | 13.56 МГц | 860 – 960 МГц |
| Одновременное считывание | невозможно | до 10 устройств | до 40 устройств |
| Скорость передачи данных | до 9600 бит/сек | до 64 Кбит/сек | до 128 Кбит/сек |
| Расстояние считывания вне тела | 0,03-0,7 м | 0,03-1 м | 0,1-4 м |
| Расстояние считывания на глубине 10-30 см в теле | невозможно | до 10 см | до 1 м |
| Надёжность передачи данных | не надёжно | надёжно | надёжно |

Таким образом можно заключить, что наиболее удобным для устройств, вживляемых на значительную глубину в человеческий организм, является частотный диапазон 860-960 МГц, при котором RFID устройство будет иметь наименьшие размеры, что является одним из ключевых факторов для выбора импланта.

## 1.5 Методы моделирования распространения электромагнитных волн

Поскольку распространение электромагнитных волн возле или в самом человеческом теле представляет собой довольно сложный процесс, средства численного моделирования обеспечат физическое понимание присутствующих механизмов распространения и позволят предсказать его в более сложных средах. К настоящему времени разработано большое количество математических методов, позволяющих рассчитывать и численно оценивать взаимодействие электромагнитных волн с человеческим телом. [14]

Важнейшей составляющей является моделирование тела человека, максимально приближенного по своим электромагнитным характеристикам к реальному, на основании информации о физических свойствах его отдельных тканей. Модели характеризуются высокой детализацией проработки каждого органа в отдельности, высокоточным описанием тканей и видом исполнения (цифровым или материальным). Обоснование выбора исполнения модели тела диктуется спецификой необходимых расчётов. На основании приближенных к реальным моделей тканей человеческого тела возможен численный расчёт параметров взаимодействия электромагнитных полей как с отдельными тканями и органами, так и с организмом целиком.

Применение метода моментов, а так же использование методов конечных разностей и конечных элементов даёт возможность выполнить моделирование, но возникает необходимость использования значительного числа элементов сетки, предъявляя высокие требования к вычислительным ресурсам. Целесообразным компромиссом в этой ситуации считается применение сеток двух размеров – когда первая сетка, крупных размеров, покрывает модель тела человека, а вторая, малая, применяется при расчёте антенны, помещенной в непосредственной близости от тела человека (или находящейся в самом теле). В связи с достижениями в увеличении вычислительной мощности современных компьютеров, большую популярность обретают цифровые модели (фантомы), которые упрощают процедуры проведения расчётов.

В частности, поскольку антенны имплантируемых устройств функционируют внутри биологической ткани, а не в свободном пространстве, одним из важнейших факторов для вживляемого устройства является дисперсионный характер человеческой ткани, в которую оно помещается, и это очень важно. Раньше для вживляемых устройств применялись низкочастотные и высокочастотные RFID системы. И несмотря на то, что в этих диапазонах частот сигнал не сильно ослабляется из-за присутствия биологических тканей, эти системы довольно сильно ограничены малым диапазоном и крайне низкой скоростью передачи данных. На сверхвысоких частотах (СВЧ) сигнал очень сильно ослабляется при прохождении через ткани тела. Тем не менее такие системы обладают более широким диапазоном частот и, следовательно, более высокой скоростью передачи данных. Так появляется потребность в разработке метода повышения коэффициента передачи от вживляемой антенны к антенне считывателя, помещённой в свободном пространстве.

# 2. ИССЛЕДОВАНИЯ В СФЕРЕ ПРОЕКТИРОВАНИЯ ВЖИВЛЯЕМЫХ СИСТЕМ КОНТРОЛЯ БИОМЕДИЦИНСКИХ ПАРАМЕТРОВ НА ОСНОВЕ ТЕХНОЛОГИЙ RFID

## 2.1 Вживляемые системы дистанционного контроля и оценки параметров биологических объектов: структура и область применения

В настоящее время в России всё больше внимания уделяется вопросам здравоохранения. Это послужило стимулом для разработок и исследований инновационных технологий в сфере оказания медицинской помощи. Организации здравоохранения находятся в постоянном поиске новых разработок для совершенствования экономичности и эффективности оказания медицинской помощи. Телеметрия в биомедицине является большой технологической инновацией, с помощью которой достигается экономия медицинских ресурсов, повышение качества обслуживания пациентов и оказания медицинской помощи. Основная цель биомедицинской телеметрии – это повышение качества жизни и выздоровления больных людей с помощью непрерывного наблюдения функций обеспечения жизнедеятельности при наличии серьёзных заболеваний, а также своевременное направление адресных сигналов в случае отклонения наблюдаемых параметров.

Исторически сложилось так, что проводные связи долгое время были самым распространенным методом телеметрии в биомедицине. Они имели существенные недостатки в виде дискомфорта наблюдаемого пациента и ограниченного диапазона связи. В связи с этим современные исследования по большей части направлены на технологии беспроводной связи.

Биомедицинская телеметрия даёт возможность измерять физиологические сигналы на расстоянии. Их получают при помощи специальных преобразователей, после чего они обрабатываются и затем передаются на внешнее считывающее устройство. Этот внешний приёмник, как правило, располагается на теле исследуемого больного или на незначительном расстоянии от него, но имеется и возможность осуществления связи с медицинскими учреждениями, находящимся на значительном отдалении от человека.

Достижения в области микроэлектромеханических систем (МЭМС) и биологических, химических, электрических и механических датчиков позволили использовать огромный спектр медицинских приборов, в числе которых датчики внутричерепного или артериального давления, акселерометры (датчики движения), гироскопы (датчики угловой скорости), оптические МЭМС и датчики изображений, микрофлюидные чипы для биологических и медицинских исследований, микродиспенсеры для доставки лекарств, расходомеры, инфракрасные (ИК) датчики температуры, радиочастотные идентификационные (Radio Frequency Identification) метки и датчики деформации. [15]

Согласно определению Медицинскими изделиями являются любые инструменты, аппараты, приборы, оборудование, материалы и прочие изделия, используемые для профилактики, диагностики, мониторинговых или терапевтических целей. И хотя профилактика, по всей видимости, является самой главной целью работы медицинского устройства, эффективное лечение, ранняя диагностика и отслеживание заболеваний, безусловно, тоже являются важнейшими аспектами эффективности работы системы биомедицинской телеметрии. В зависимости от своего расположения относительно человеческого организма, медицинские изделия, позволяющие оперативно оценивать показатели состояния здоровья граждан, классифицируются следующим образом:

1. Носимые устройства - присоединенные, носимые или портативные устройства, которые могут размещаться на теле пациента или встраиваться в одежду (Рис.3, а). Могут быть использованы для мониторинга, анализа и записи физиологических параметров в организме, таких как уровень сахара в крови, температуру тела, артериальное давление, частоту сердцебиения и т.д. Так же помогают движению протезов и осуществляют приём и ретрансляции всяческих жизненно важных сигналов.
2. Имплантируемые медицинские изделия вживляются в организм пациента при помощи хирургического вмешательства (Рис.3, б). К ним относятся устройства для компенсации физического недостатка или инвалидности, для контроля внутричерепного давления, кардиостимуляторы и тд.
3. Устройства для приема внутрь, как правило, представляют собой капсулы, которые человек проглатывает, запивая некоторым количеством воды (Рис.3, в). Наибольшую часть этих изделий составляют капсулы эндоскопии, осуществляющие контроль физиологических параметров желудочно-кишечного тракта.

Технология радиочастотной идентификации (RFID) обладает огромным потенциалом в сфере создания беспроводных услуг для здравоохранения. Так, применение вживляемых RFID меток уменьшает вероятность их потери. Помимо этого, такие метки абсолютно невидимы и прекрасно подходят для непрерывного использования.

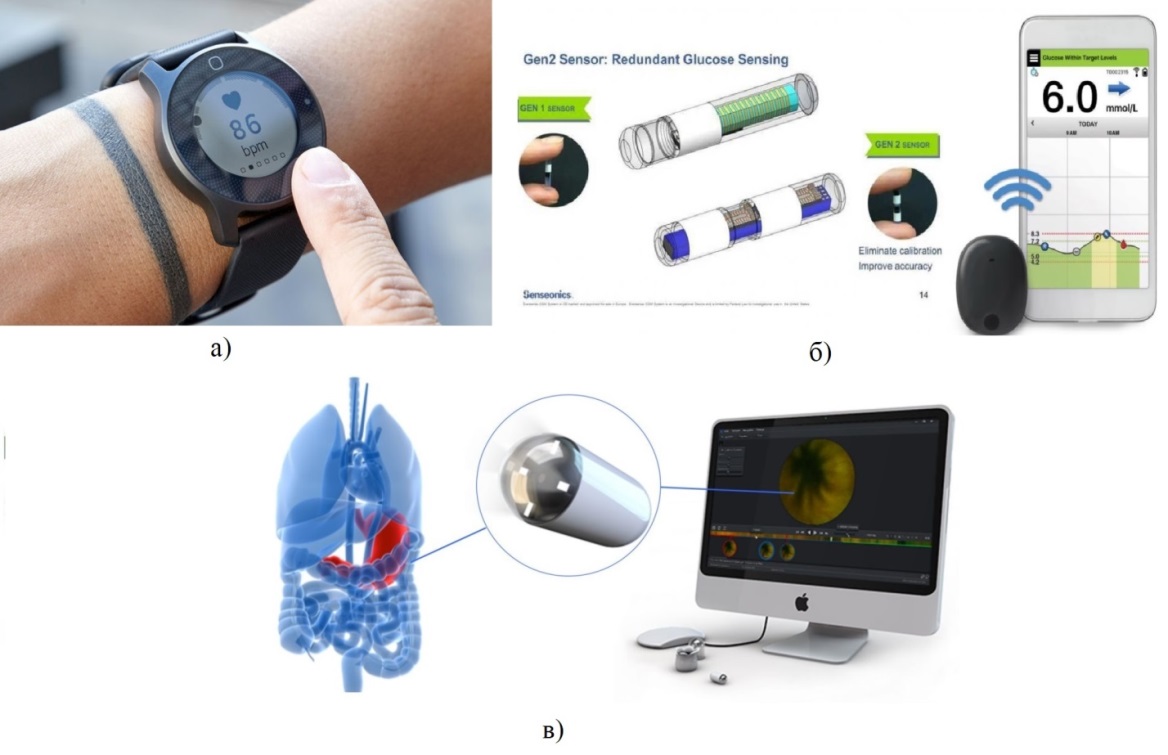


Рисунок 3 - (а) умные часы HealthWatch от Philips Healthcare [16]; (б) Имплантируемый глюкометр Senseonics [17]; (в) проглатываемая эндоскопическая капсула «Ландыш» [18]

Существует ряд полезных применений для меток радиочастотной идентификации, вживляемых в организм человека. Они классифицируются следующим образом:

- Контроль. Это, как правило, устройства, осуществляющие контроль состояния человека.

* Уход. К этой категории относятся все устройства, имеющие отношение к медицине и обслуживанию пациента, включая идентификацию пациента, хранение и перенос информации им же, а также отслеживание параметров, отвечающих за его жизнедеятельность
* Удобство. Сюда относят метки, улучшающие комфорт и обеспечивающие упрощение повседневной жизни. Такие метки незаметны и никак не ограничивают движения человека.

Благодаря быстрому развитию маломощной электроники, в дополнение к стандартным функциям RFID меток, стало возможным применение радиочастотной идентификации вместе со встроенными датчиками и возможностью обрабатывать сигналы. Имплантированная RFID метка может использоваться вместе с имплантируемыми датчиками физиологических и биометрических параметров, таких как артериальное давление, частота сердцебиения и др. (рис.4). Такое взаимодействие даёт возможность осуществить беспроводную систему связи в пределах человеческого тела (Wireless Body-Area Network, WBAN). [19]

В отчете Transparency Market Research за 2012 год [21] говорится, что глобальный рынок имплантируемых медицинских устройств в США в 2012 году составил 25,2 миллиарда долларов и, согласно прогнозам, к концу 2018 году достигнет 33,6 млрд, в то время как мировой рынок к тому же времени достигнет 73.9 миллиарда долларов.

Для вживляемого устройства, работающего как часть беспроводной системы связи WBAN в диапазоне до нескольких метров, конструирование подходящего излучателя – это первостепенная задача. Она должна быть направлена на уменьшение занимаемого пространства, получение необходимых электромагнитных характеристик, в числе которых эффективность излучателя и рабочая полоса частот. Эти параметры, в свой черед, зависят от параметров биологической среды, в которую помещена антенна.

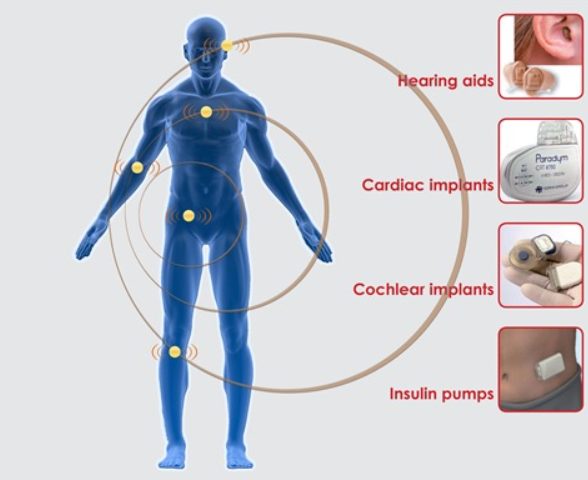


Рисунок 4- Беспроводные медицинские устройства[20]

# 3. РАСПРОСТРАНЕНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ВОЛН НА ГРАНИЦЕ РАЗДЕЛА ДВУХ СРЕД

## 3.1 Электромагнитные волны в биологической ткани

Человеческий организм считается важной составляющей канала беспроводной биотелеметрии. Продвижение электромагнитных полей изнутри и возле тела человека довольно сильно затруднено и  находится в зависимости от ряда факторов, в числе которых потери, диэлектрические свойства всевозможных видов биологической ткани человека и геометрические характеристики моделируемого объекта. Моделирование человеческого тела может осуществляться численно при помощи числовых моделей и физически, когда физические модели создаются из жидкости, геля или более твердых материалов. Для того чтобы понять главные пути, при помощи которых электромагнитные волны взаимодействуют с человеческим телом и, следовательно, установить подходящие решения для биотелеметрии, немаловажно исследовать электромагнитные свойства биологических тканей и провести моделирование человеческого тела. Тело человека является неоднородной средой, состоящей из различных биологических тканей, таких как кожа, кровь, жир, мышцы, лёгкие, печень и так далее. Человеческая ткань содержит в себе липиды, которые играют роль изоляционных материалов, и электрические заряды в виде ионов, молекул с электрической поляризацией и т.д. По этой причине её можно рассматривать в качестве слабопроводящей среды диэлектрика. Электрические свойства любого вида биологической ткани считаются результатом взаимодействия падающего электромагнитного излучения и тканевыми составляющими на клеточном уровне. Они осуществляют контроль распространения, подавление, отражение и прочие действия электромагнитных полей изнутри и за пределами тела человека. В следствии этого нужно знать диэлектрические свойства тканей со всеми потерями для того, чтобы понимать связь электромагнитных волн с человеческим организмом и выполнить подробное исследование радиочастотной передачи и поглощения в системах биомедицинской телеметрии. Обмен энергией в человеческих тканях осуществляется или при помощи свободных зарядов, или дипольных молекул, к примеру, воды. При использовании временного варианта электромагнитного поля, свободные заряды ускоряются и производят ток, что приводит к резистивным потерям, которые оказывают большое влияние на проводимость биологической ткани, дипольные молекулы, в соответствии с этим, меняют ориентацию, то есть происходит дипольная поляризация. Установление приводит к резистивным потерям, которые влияют на проводимость ткани, дипольные молекулы соответственно переориентируются (дипольная поляризация). Установление наступает спустя особый промежуток времени, называемый временем релаксации. Влияние на общую напряженность поля достигается через определенный промежуток времени, известный как время релаксации. Воздействие на общую напряженность поля характеризуется комплексной диэлектрической проницаемостью:

ε=ε0εr (4)

где ε0 - диэлектрическая проницаемость пространства вне человеческого тела, εr - комплексная относительная диэлектрическая проницаемость, которая определяется как:

εr=ε'r− jε''r (5)

Здесь ε'r - это относительная диэлектрическая проницаемость ткани, а ε''r=σ/ωε0 - является коэффициентом потерь по фазе, в котором ω показывает угловую частоту ЭМ-поля, а σ - обозначает проводимость материала. Относительная диэлектрическая проницаемость даёт представление о том, как электрические поля воздействуют на биологическую ткань, а проводимость показывает затухание ЭМ волны при распространении через ткань. Тангенс потерь, описываемый формулой:

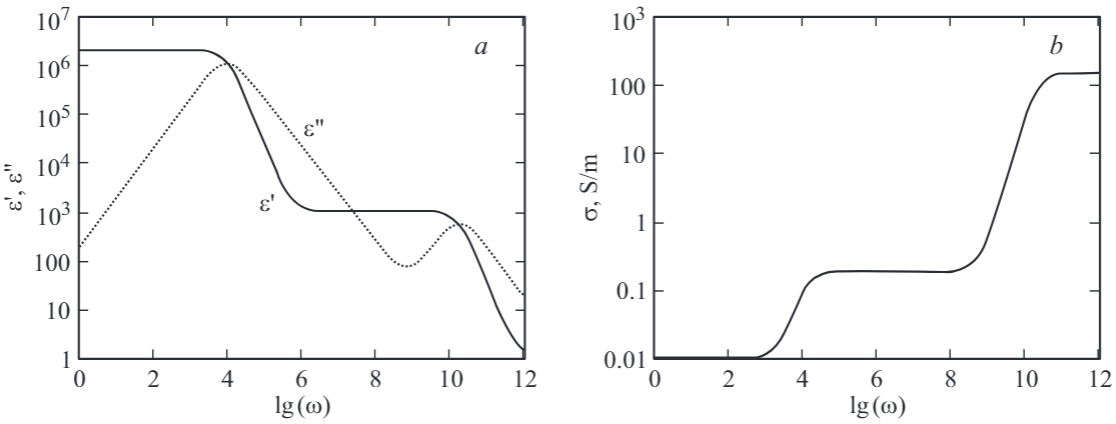
(6)

определяет, какая электрическая составляющая наиболее сильно оказывает воздействие на поле. Проводимость обладает наибольшим влиянием на низкой частоте, а относительная диэлектрическая проницаемость – на высоких частотах. Опираясь на выражения (4) и (5), расчёт комплексной диэлектрической проницаемости человеческого тела с потерями в тканях может осуществляться следующим образом:

ω (7)

Электрические характеристики человеческого организма, как правило, определяются или с помощью ε'r и ε''r, или при помощи r ε'r и σ в качестве функции частоты.

Частотные зависимости вещественной и мнимой составляющих диэлектрической проницаемости и проводимости биологической ткани приведены на Рис. 5.



(а) (б)

Рисунок 5 - Частотные зависимости вещественной и мнимой составляющих диэлектрической проницаемости (а) и проводимости (b) биологической ткани [22]

Частотные зависимости абсолютных значений диэлектрической проницаемости и проводимости в разных тканях человеческого тела показаны на Рис. 6.

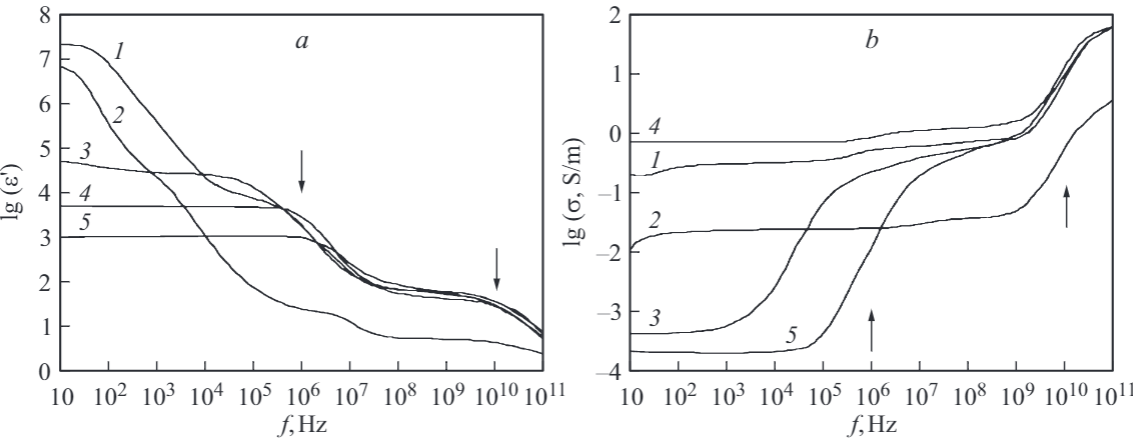


Рисунок 6 - Частотная зависимость диэлектрической проницаемости (a) и проводимости (b) для различных тканей человеческогоорганизма:1— мышечная ткань, 2 - жир, 3- кожа, 4- кровь, 5 – мозг [22]

Тем не менее, человеческие ткани представляют собой неоднородные диэлектрические материалы и для них имеется несколько различных значений времени релаксации. Относительная диэлектрическая проницаемость и проводимость имеют зависимость от вида ткани, а так же являются частотнозависимыми.

Биологические ткани с высоким уровнем содержания воды, например, мышцы и мозг, с высоким содержанием воды (например, мышцы, кожа или мозг) обладают большей диэлектрической проницаемостью и проводимостью, чем ткани с малым содержанием воды (такие как жир или костная ткань), и в связи с этим обладают более высоким уровнем потерь. Подобное поведение можно связать с резонансными свойствами полярных молекул воды.

Относительная диэлектрическая проницаемость снижается с частотой на трёх ключевых этапах, называемых областями дисперсии α, β и γ, от значений в диапазоне 105 при нескольких сотнях герц до значений меньших 1 в диапазоне ГГц. Проводимость растёт вместе с частотой, начиная примерно с 10-4 до 1 в этом же диапазоне частот.

При математическом описании комплексной диэлектрической проницаемости нужны члены высоких порядков и зачастую применяется модель, базирующаяся на сложении четырёх выражений Коула-Коула:

(8)

где ε∞ - это диэлектрическая проницаемость ткани на крайне высоких частотах (порядка терагерц), ε0 - диэлектрическая проницаемость пространства вне тела, σj - проводимость, εm , τm , αm - параметры материала в каждой из дисперсионных областей. В конце концов, значимым параметров для понятия распространения электромагнитных волн в человеческих тканях является глубина скин-слоя δ. Этот показатель представляет собой меру расстояния, на котором убывающее по экспоненте поле ослабляется в 1/e или 0.388 раз от своего начального значения. Он определяется так:

(9)

где α - это постоянная затухания, установленная из действительной части постоянной распространения γ как:

(10)

где μ - проницаемость материала.

Низкие частоты, на которых величина относительной диэлектрической проницаемости довольно высока, а значение проводимости напротив довольно низкое, характеризуются значительной глубиной скин-слоя и хорошей проникаемостью электромагнитной волны в человеческое тело. Так для 433 МГц 70% поля проникает через 10 см жировой ткани, и 10% переносится сквозь 10 см мышц. В вживляемых устройствах биомедицинской телеметрии рекомендуется применять более низкие рабочие частоты. Но с другой стороны проникновение электромагнитных полей в ткани уменьшается с частотой. При высоких значениях частоты значения проводимости так же растут, глубина скин-слоя уменьшается, а распространение поля вблизи человеческого тела ограничивается. К примеру, на 2.45 ГГц проникновение ограничивается глубиной до 110 и 20 мм для жировой ткани и мышц соответственно.

Таблица 2 - Относительная диэлектрическая проницаемость тканей человеческого тела при температуре 37 ° С для разных частот [23]

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Ткань | 13.56 МГц | 27.12 МГц | 433МГц | 915 МГц | 2.45 ГГц |
| Артерия | - | - | - | - | 43 |
| Кровь | 155 | 110 | 67 | 63 | 60 |
| Кость | 11 | 9 | 5.3 | 4.9 | 4.8 |
| Жир | 39 | 22 | 16 | 15 | 12 |
| Легкое | 94 | 57 | 35 | 33 | - |
| Мышцы | 151 | 112 | 57 | 55.4 | 49.7 |
| Кожа | 120 | 99 | 47 | 45 | 44 |

Таблица 3 - Проводимость (См/м) тканей человеческого тела при температуре 37 ° C [23]

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Ткань | 13.56 МГц | 27.12 МГц | 433МГц | 915 МГц | 2.45 ГГц |
| Артерия | - | - | - | - | 1.85 |
| Кровь | 1.17 | 1.19 | 1.27 | 1.42 | 2.04 |
| Кость | 11 | 9 | 5.3 | 4.9 | 4.8 |
| Жир | 0.40 | 0.45 | 0.82 | 1.0 | 1.44 |
| Легкое | 0.30 | 0.32 | 0.72 | 0.78 | - |
| Мышцы | 0.74 | 0.76 | 1.12 | 1.46 | 2.55 |
| Кожа | 0.25 | 0.40 | 0.84 | 0.97 | - |

Проанализировав данные таблиц можно заключить, что человеческое тело имеет неоднородный характер в качестве среды распространения ЭМ-волн. Большой разброс параметров для различных органов ограничивает возможность исследования всего тела целиком на предмет распространения волны, поэтому целесообразно исследовать каждый вид биологической ткани индивидуально.

## 3.2 Явление отражения на границе раздела двух сред

Кроме того, что тело человека по своей структуре имеет сложный дисперсионный характер и большие потери, неминуемо оказывающие влияние на характеристики и реализацию вживляемых изделий, существует еще одно немаловажное явление, добавляющее некоторые трудности. При рассмотрении распространения электромагнитной волны через границу раздела биологическая ткань - воздух следует принимать о внимание затухание волны, сопряженное с отражением и преломлением на границе раздела сред.

Фрагмент сферической волны, меньший чем расстояние до её источника возбуждения, можно принимать за плоскую волну. Таким образом, распространение сферических ЭМ-волн при их наклонном падении на границу раздела двух сред с диэлектрическими свойствами, находящуюся на значительном расстоянии от источника, можно описать менее сложным случаем плоских волн. Угол преломления плоской ЭМ-волны (ϕ)имеет связь с углом падения (θ), выраженную следующим соотношением [24]:

(11)

Зависимость угла преломления от угла падения для двух сред с разными показателями диэлектрической проницаемости ε1= 55 (биологическая среда) и ε2=1 изображена на Рис. 7, из которого вытекает, что отклонение падающей волны от нормали к поверхности границы раздела на угол более 7.75° ведёт к отклонению преломленной электромагнитной волны к нормали на 90°.

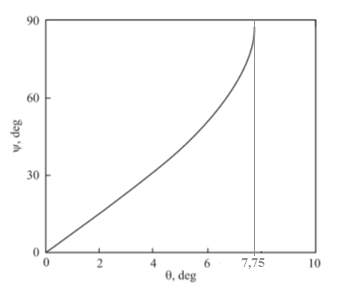


Рисунок 7 - Зависимость угла преломления плоской электромагнитной волны от угла падения на границу раздела двух сред с разными показателями диэлектрической проницаемости [24]

Необходимо отметить, что для рассматриваемого случая лишь малая доля потока мощности излучателя, лежащего в секторе ±7.75° (Рис. 8), проникает в свободное пространство, в то время как большая часть излучаемой энергии переходит поверхностную волну на поверхности раздела и поглощается на границах рассматриваемого пространства.

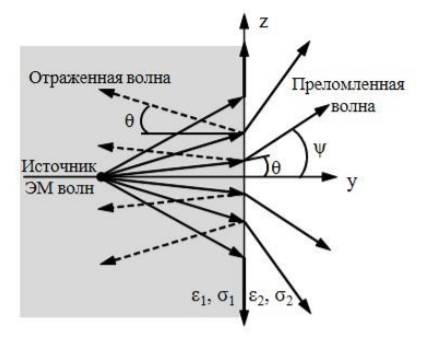


Рисунок 8 - Распространение сферических электромагнитных волн через границу раздела двух диэлектрических сред: 1 - излучатель, 2 -преломленная волна, 3 - отраженная волна [24]

Найдём затухание мощности, спровоцированное отражением при распространении электромагнитной волны через границу раздела двух диэлектрических сред, учтя диэлектрические потери при прохождении в биологической среде:

(12)

Здесь α - это коэффициент затухания, который вычисляется как:

(13)

где h - расстояние от излучателя электромагнитной волны до границы раздела двух сред, PΣ - полная мощность, которая излучается антенной, помещённой в эквивалентную биологической среду:

(14)

P2 — мощность вибратора, излученная во вторую среду:

(15)

Здесь I0 – это амплитуда тока, Z1- волновое сопротивление среды, в которую помещён излучающий вибратор, T(θ) - коэффициент прохождения электромагнитной волны волны через границу раздела[24]. Для рассмотренного случая, когда ε1 = 55 и ε2 = 1, зона изменения углов падения ограничивается так называемым углом полного внутреннего отражения: θ0= 7.75°. В результате затухание сигнала, возникающее из-за отражения на границе раздела двух слоёв диэлектриков с учётом потерь в первой среде, обусловленное отражением на границе раздела двух диэлектрических слоёв, составило G = 15 дБ. Так исследование распространения ЭМ-волн сквозь биологическую среду с учетом их преломления на границе раздела биологическая среда - свободное пространство даёт возможность составить технические требования к антеннам (излучателям), вживляемым в исследуемую биологическую среду.

# 4. МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ВОЛН, ИЗЛУЧАЕМЫХ ВЖИВЛЯЕМОЙ АНТЕННОЙ, И ИЗУЧЕНИЕ РАЗЛИЧНЫХ СПОСОБОВ ПОВЫШЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТА ПЕРЕДАЧИ

## 4.1 Моделирование электромагнитных волн, излучаемых вживляемой в тело человека антенной

Система радиочастотной идентификации (RFID), используемая в целях медицинского применения, обычно состоит из 2-ух составляющих: передающая часть вместе с антенной считывающего устройства, расположенная в свободном пространстве, и принимающая часть, помещенная внутри человеческого тела (биологической среды). Рассмотрим моделирование системы на примере вживляемой дипольной антенны планарной структуры, работающей на частоте 915 МГц. Антенной считывателя в свою очередь так же является дипольная антенна.

В качестве биологической ткани человеческого тела применяется модель мышцы, обладающая зависимостью от частоты и исполненная в виде кубической фигуры со сторонами 30 см. Модель обладает относительной диэлектрической проницаемостью равной 55 и электропроводностью равной 0,93 См/м на частоте равной 915 МГц. Приёмная и считывающая дипольные антенны изображены на рисунке 9.

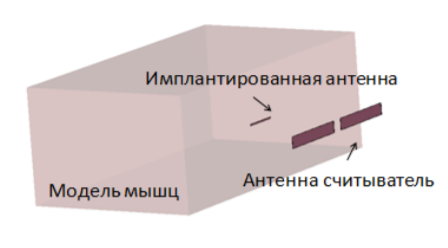


Рисунок 9 – Расположение считывающей антенны и имплантируемой антенны относительно модели биологической ткани (мышц)

Для получения результатов электромагнитного моделирования антенной системы использовался один из популярных методов численной электродинамики - метод конечных разностей во временной области (Finite Difference Time Domain, FDTD). В качестве программного обеспечения применялся SEMCAD x.

Метод конечных разностей во временной области (FDTD) хорошо известен как один из самых удобных методов моделирования электромагнитных процессов и решения уравнений Максвелла в трехмерном пространстве. При помощи него можно обрабатывать неоднородные диэлектрические структуры и создавать очень подробные полевые решения. В последние годы растет интерес к использованию FDTD для получения высокоточных решений в области биоэлектромагнитных проблем.

На рисунке 10 изображена иллюстрация так называемой ячейки Yee, используемой для FDTD, в которой распределены компоненты вектора электрического и магнитного полей [22]. Компоненты электрического поля образуют кромки куба, а компоненты магнитного поля образуют нормали к граням куба. Трехмерная пространственная решетка состоит из множества таких ячеек Yee. Структура взаимодействия электромагнитных волн отображается в пространственную решетку, задавая соответствующие значения диэлектрической проницаемости для каждой составляющей электрического поля и проницаемость для каждой составляющей магнитного поля.

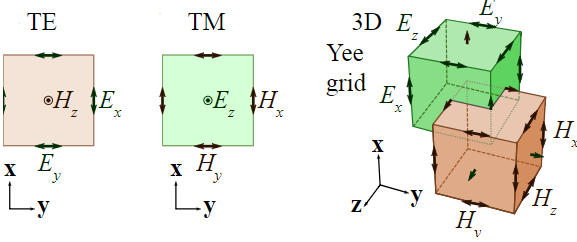


Рисунок 10 - изображение стандартной ячейки Yee, используемой для FDTD (метода конечных разностей во временной области).

Период моделирования разделяется на временные интервалы (Δt), и решения уравнений Максвелла находятся многократно в ячейках Yee. Составляющие электрического и магнитного полей в ячейке обновляются поочередно с применением конечно-разностной формы операторов на полях, которые находятся вокруг каждой составляющей. Процедура обновления поля прекращается в тот момент, когда поля достигают стационарного состояния.

Метод конечных разностей во временной области обладает рядом сильных сторон:

• FDTD - универсальный метод моделирования, используемый для решения уравнений Максвелла. Он интуитивно понятен, поэтому пользователи могут легко понять, как его использовать и знать, чего ожидать от данной модели.

• FDTD - это метод во временной области, и когда в качестве источника используется широкополосный импульс (например, гауссовский импульс), тогда реакция системы на широкий диапазон частот может быть получена при одной симуляции. Это полезно в приложениях, где резонансные частоты не точно известны или в любой момент, когда требуется широкополосный результат.

• Поскольку FDTD вычисляет поля E и H всюду в вычислительной области по мере их изменения во времени, он поддается анимационным отображениям движения электромагнитного поля через модель. Этот тип отображения полезен для понимания того, что происходит в модели, и для обеспечения правильной работы модели.

• Метод FDTD позволяет пользователю указывать материал во всех точках вычислительной области. Широкое разнообразие линейных и нелинейных диэлектрических и магнитных материалов можно легко смоделировать.

• FDTD позволяет напрямую определять влияние диафрагмы. Экранирующие эффекты могут быть найдены, и поля как внутри, так и снаружи структуры могут быть найдены прямо или косвенно.

Однако при использовании метода конечных разностей во временной области необходимо учитывать ряд вопросов. Всю область вычислений необходимо разбивать на сетку, ячейки которой обязательно должны быть меньше чем 1/10 самой малой длины волны и меньше, чем самая маленькая составляющая модели. Это ощутимо увеличивает общее число ячеек, для которых нужно проводить вычисления, для чего нужен немалый объём оперативной памяти компьютера. В биоэлектромагнетике самая малая длина волны, как правило, обнаруживается в биологической ткани, обладающей самым высоким показателем уровня воды на высшей рассматриваемой частоте.

В целях сохранения стабильности требуется верхняя граница временного интервала Δt. Когда установлены геометрические размеры ячейки, размер ячейки был выбран, максимальный временной шаг находится из условия устойчивости Куранта, из которого вытекает конечное значение верхней границы:

(16)

Крайне тонкая и плотная сетка (и, как следствие, малый Δt) необходима при создании моделей криволинейных структур, острых углов или маленьких геометрических фигур объектов, ощутимо улучшающих время вычислений. И хотя могут использоваться неравномерные методы создания сетки, из них могут проистекать ложные решения. Существует вероятность появления сложностей при создании моделей несовместимых антенных систем с применением сетки, например, спиралевидные антенны. Однако метод конечных разностей во временной области является самым удобным методом для создания моделей движения эм-волн снаружи и внутри тела человека и, в данный момент, FDTD – это самый популярный численный метод, который используется в разделах биоэлектромагнетики. Связано это с тем, что увеличение мощности вычислительных процессов становится все доступнее и дешевле, и одновременно с этим активные исследования в сфере моделирования излучателей, поглощения волн на границах разделов и анализ ошибок упростили моделирование с большой уверенностью в истинности получаемых результатов. Моделирование человеческого тела происходит путём разбивания его в ячейки Yee. А электрические свойства каждой из них для создания моделей человеческой ткани до вычисления электромагнитного поля являются зависимыми от времени. [26]

Результаты моделирования движения эм-волн, излучаемых вживляемой антенной излучателя, продемонстрированы на Рисунке 11. Угасание сигнала оказалось равным -25 дБ.

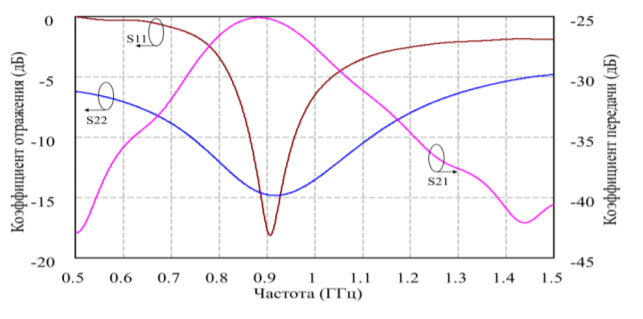
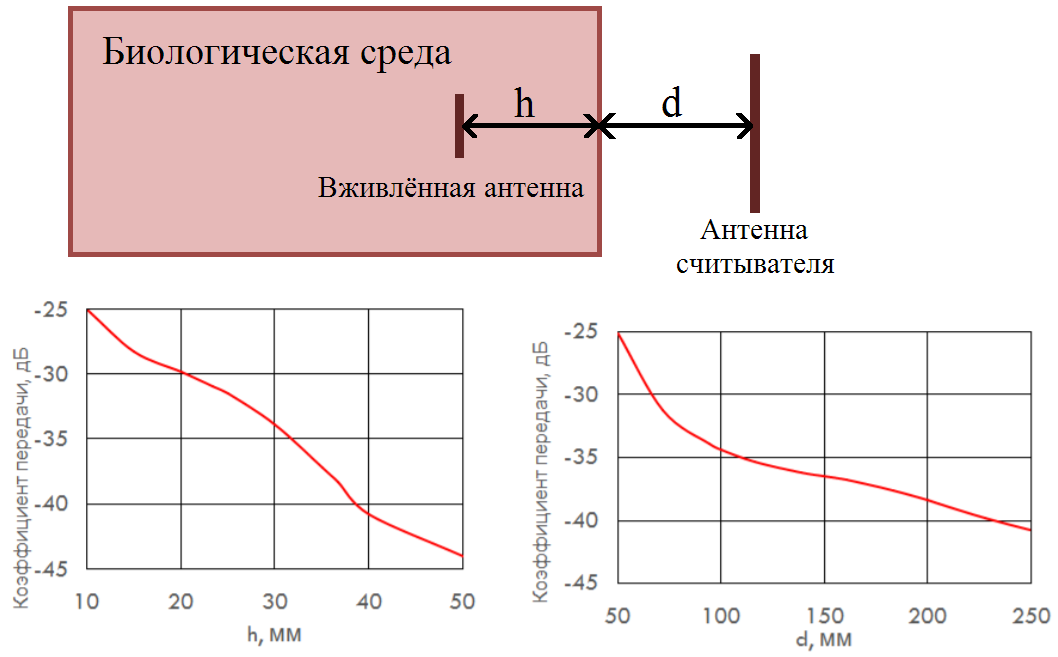


Рисунок 11 - результаты моделирования движения эм-волн, излучаемых вживляемой антенной

Исследуем зависимость коэффициента передачи между двумя дипольными антеннами на расстояниях h и d. Глубина, на которой помещается вживляемая антенна колеблется от 10 мм до 45 мм при неизменном d = 50 мм, а дальность расположения антенны приёмника изменяется от 50 мм до 250 мм при установленном h = 10 мм. По итогу моделирования, показанному на рисунке 12, появляется возможность оценки изменения сигнала в мм для разных расстояний между дипольными антеннами, одна из которых помещена в свободное пространство, а вторая в биологическую ткань человека, как 0,47 дБ/мм и 0,07 дБ/мм, соответственно. Таким образом, можно сделать вывод о более сильном затухании сигнала в биологических тканях, связанным с тем, что эм-поле в среде с потерями снижается гораздо быстрее, отдаляясь от источника излучения.



а) б)

Рисунок 12 - Изменение коэффициента передачи: а) от расстояния между областью вокруг тела и антенны приёмника, б) в зависимости от расстояния между поверхностью тела и вживляемой антенны

## 4.2 Методы повышения коэффициента передачи

### 4.2.1 Улучшение характеристик вживляемой антенны

Значительное затухание в биологической ткани происходит из-за отражения волн от границы биологическая ткань - свободное пространство из-за сильной разницы показателей диэлектрической проницаемости для разных сред [24]. Изменить свойства биологической среды не представляется возможным, но мы можем улучшить эффективную длину и КПД вживляемой антенны и другие параметры.

Было исследована модификация вживляемой антенны путём добавления к ней подложки и надложки. Таким образом, улучшенная антенна состоит из диполя, подложки и надложки с одинаковой толщиной (t), состоящих из кварца. Добавление подложки и надложки понижает уровень эффективной диэлектрической проницаемости биологической ткани вокруг антенны. Исследовалась эффективная диэлектрическая проницаемость на предмет зависимости от толщины подложки и надложки. Значение t изменялось в пределах от 0,2 мм до 1 мм, а длина антенны сохранялась неизменной. При изменении t рабочая частота антенны смещалась в сторону повышения частоты, а следовательно и уменьшалась эффективная диэлектрическая проницаемость. График зависимости эффективной диэлектрической проницаемости и рабочей частоты антенны от t изображён на рис. 13. Применение надложки и подложки толщиной 0,2 мм позволило повысить коэффициент передачи с -27 дБ до -25 дБ.

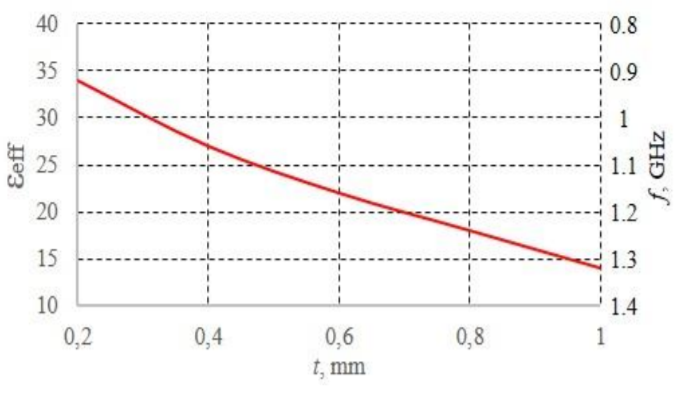
.

Рисунок 13 - график зависимости рабочей частоты антенны от эффективной диэлектрической проницаемости от толщины t

Таким образом, улучшение передачи между вживляемой антенной и антенной считывающего устройства можно достигнуть с помощью внедрения в имплантируемую антенну структуры их подложки и надложки.

### 4.2.2 Применение дополнительного согласующего слоя

Существует еще один способ повышения передачи между вживлённой антенной и антенной в свободном пространстве - применение дополнительного согласующего слоя, размещенного на поверхности биологической ткани.

Исследуем структуру из нескольких слоёв, изображенную на рисунке 14. Обозначим проницаемость среды, с которой падает волна, как ε1. Толщина дополнительного согласующего слоя с проницаемостью ε2 обозначим d2. Чтобы проанализировать характеристики структуры из нескольких слоёв, каждый из них представим в виде отрезка линии передачи со своим волновым сопротивлением и постоянной распространения. Распространяясь сквозь слой с ε2>1 , волна попадает в свободное пространство (воздух) с ε3 =1.

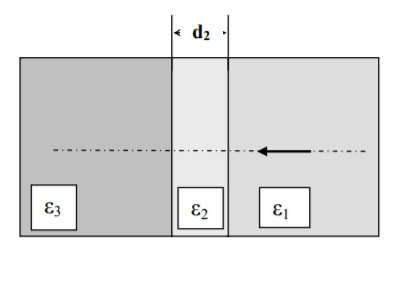


Рисунок 14 -Многослойная структура, состоящая из трёх сред с разными показателями диэлектрической проницаемости

Применив формулу трансформации сопротивления нагрузки, получим входное сопротивление второго диэлектрического слоя, нагруженного на волновое сопротивление первого слоя:

(17)

здесь Z1 , Z2 – волновые сопротивления 1 и 2 диэлектрических слоёв, γ2 – комплексная постоянная распространения ЭМ-волны во втором слое. Формула для расчёта коэффициента отражения для третьего слоя выглядит следующим образом:

(18)

Согласно расчётам, при ε1 = 55 и ε2 = 7 коэффициент отражения характеризует отражение волн от границы с свободным пространством. Величина коэффициента зависит от толщины второго слоя d2. Данная зависимость проиллюстрирована на рисунке 15.

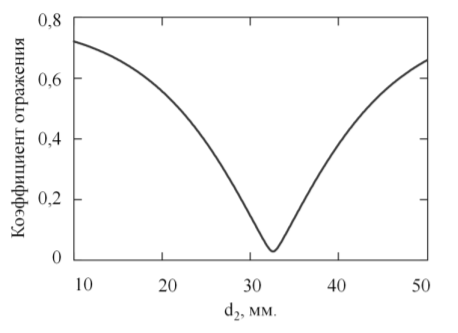


Рисунок 15 - Зависимость величины коэффициента отражения от толщины второго слоя d2 при 1 ε = 55 и 2 ε = 7 на частоте 915 МГц

Наклонное падение волны (Рис. 16).Углы преломления на границе раздела сред биологическая ткань – согласующий слой (1-2) и согласующий слой – свободное пространство (2-3) соответственно:

(19)

(20)

Для многослойной структуры:

(21)

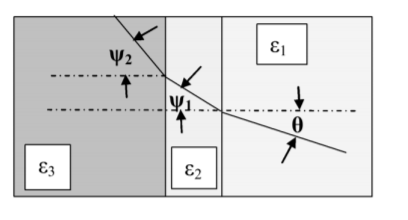


Рисунок 16 - Граница раздела диэлектриков при внедрении дополнительного согласующего слоя

ЭМ-волна падает со стороны первой среды с диэлектрической проницаемостью ε1. θ – угол падения волны. ψ1 и ψ2 – углы преломления волны при прохождении через границы раздела. Угол преломления ψ2 электромагнитной волны, проходящей через дополнительный согласующий слой в среду свободного пространства, не зависит от величины диэлектрической проницаемости ε2. Исследование распространения ЭМ-волн сквозь границу раздела диэлектрических слоев (биологическая ткань – свободное пространство) показывает, что из-за отражения и преломления на границе раздела, а так же потерь при прохождении волны через биологическую среду происходит ограничение уровня мощности.

Структура с дополнительным слоем продемонстрирована на Рис. 17. Толщина t дополнительного слоя должна быть равна ¼ длины электромагнитной волны на рабочей частоте вживляемой антенны. Диэлектрическая проницаемость находится так:

(22)

где εtissue = 54 и εair = 1 проницаемости биологических тканей и воздуха (свободное пространство). На частоте 915 МГц толщина согласующего слоя - 30 мм, а диэлектрическая проницаемость εtr равна 7.35. Магнитуда распределения электрического поля по оси Х проиллюстрирована на Рис. 18 для случаев с согласующим слоем и без, а область, выделенная серым цветом соответствует толщине дополнительного слоя. Модуль коэффициента передачи для обоих случаев изображён на рис. 19. Можно заключить, что применение дополнительного согласующего слоя позволило увеличить коэффициент передачи от значения -26 дБ до -23 дБ на частоте 915 МГц. Нужно отметить, что для использования данного метода необходимо размещать и фиксировать дополнительный объект на теле человека, что является существенным недостатком. При этом такая технология имеет большой потенциал для случаев, когда вживляемая антенна расположена настолько глубоко в человеческом теле, что сигнал затухает, проходя через биологические среды.

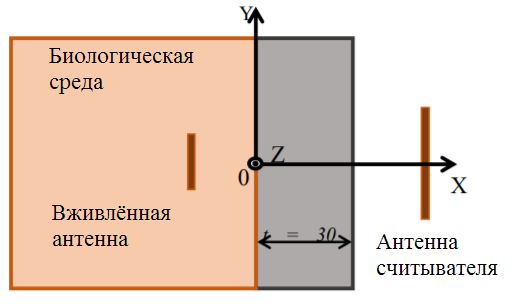


Рисунок 17 - Структура двух дипольных антенн с согласующим слоем

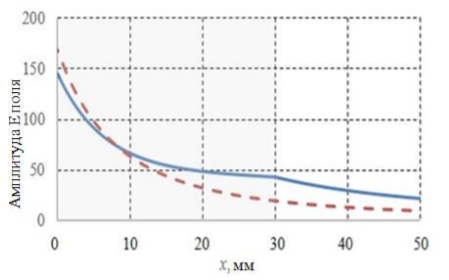


Рисунок 18 – График распространения электрического поля для двух случаев: с согласующим слоем (сплошная линия) и без согласующего слоя (пунктирная линия)

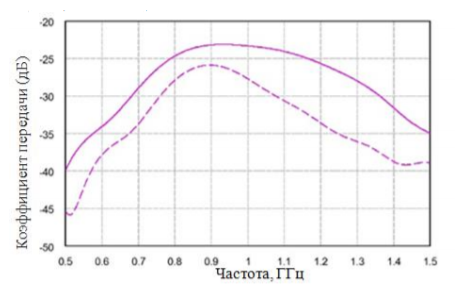


Рисунок 19 - Коэффициент передачи для двух случаев: с согласующим слоем (сплошная линия) и без согласующего слоя (пунктирная линия)

Распределение амплитуды поля с дополнительным согласующим слоем и без него изображены на рис. 20 (а) и 20 (б). Видно, что введение дополнительного согласующего слоя, помимо улучшения прохождения волны на границу раздела, даёт так же возможность изменения распределения поля, благодаря чему улучшается распространение ЭМ-волны из биологической среды в свободное пространство.

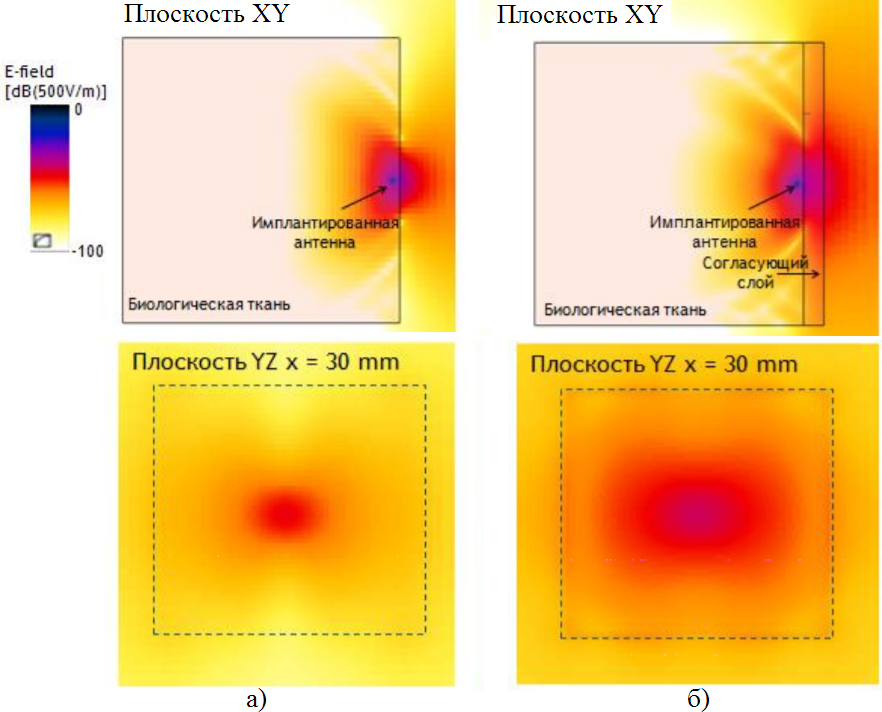


Рисунок 20 - Распределение амплитуды электрического поля для двух случаев: без дополнительного согласующего слоя (а) и с ним (б)

## 4.3 Моделирование распространения электромагнитных волн, излучаемых вживляемой антенной с применением многослойной структуры

Поскольку организм человека – это сложнейшая структура, представляющая собой соединение множества различных биологических тканей с разными диэлектрическими проницаемостями, нужно исследовать модель с множеством слоёв. Для примера была взята часть ноги в области колена. Рассматриваемая структура показана на рис. 21.

Она состоит из поочерёдно расположенных слоёв кости с толщиной 28 мм, хряща с толщиной 5 мм, жира с толщиной 7 мм, мышц с толщиной 10мм и кожи толщиной в 3 мм. Значения диэлектрических проницаемостей этих биологических тканей показаны в таблице 1. Дополнительным согласующим слоем в данном случае послужил рассмотренный ранее слой с диэлектрической проницаемостью 7.5 и толщиной 30 мм.

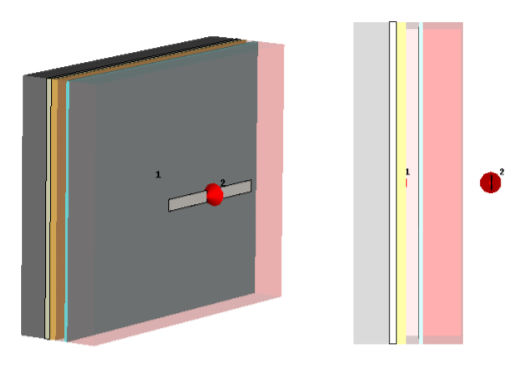


Рисунок 21 – многослойная структурыа

Результат моделирования показан на рис. 22.

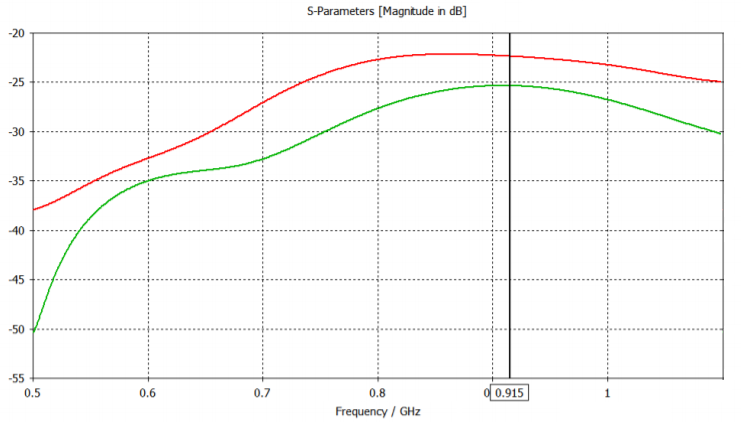


Рисунок 22 - Коэффициент передачи для многослойной структуры в двух случаях: с согласующим слоем (красная линия) и без него (зелёная линия)

Таким образом, применение дополнительного согласующего слоя для структуры из множества слоёв даёт возможность увеличить коэффициент передачи на 3 дБ.

Усовершенствованная структура с внедрённой в антенну подложкой и надложкой и с применением дополнительного согласующего слоя изображена на рис. 23.

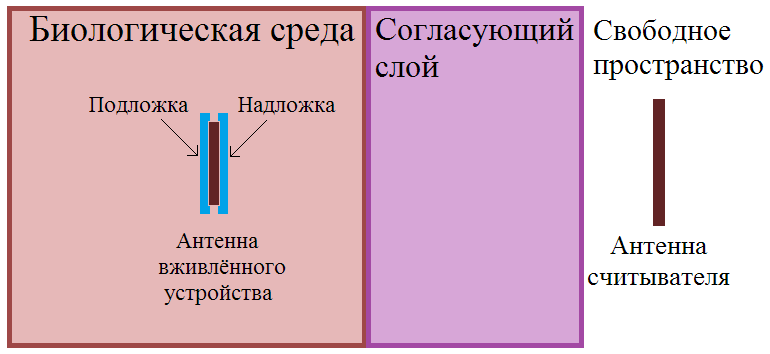


Рисунок 23 – усовершенствованная структура

# ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Главными факторами потери сигнала во время распространения электромагнитной волны через биологическую ткань являются внутренние отражения на границе раздела двух сред и диэлектрические потери в этих тканях. Лишь малая доля всей излучаемой мощности, лежащей в диапазоне ± 7.7°, проходит в свободное пространство, в то время как большая часть энергии преобразуется я в поверхностную волну на границе раздела сред. Чем сильнее различаются диэлектрические проницаемости смежных сред, тем меньшая часть энергии способна проникнуть через границу раздела в свободное пространство. Еще одна причина сильного затухания сигнала в биологической ткани заключается в том, что электромагнитное поле в среде с диэлектрическими потерями убывает интенсивнее, чем в свободном пространстве с увеличением расстояния от источника сигнала. Были изучены затухания сигнала в свободном пространстве и в биологической среде в зависимости от расстояния между биологической тканью и антенной считывающего устройства и между тканью и вживлённой антенной. Исследовано влияние разной толщины диэлектрической подложки вживлённой антенны на коэффициент передачи между вживляемой антенной и антенной считывающего устройства. Проблема отражений на границе раздела сред биологическая среда - свободное пространство, а так же повышение коэффициента передачи может быть решено путём внедрения в систему дополнительного согласующего слоя, установленного на поверхности биологической ткани. Проведено моделирование с использованием согласующего слоя и представлена структура усовершенствованной системы. И хотя в ходе исследования не было получено значительное улучшение передачи сигнала и полное решение проблем, проделанная работа получилась хорошим заделом для более глубокого исследования и дальнейшего проектирования систем контроля данных с помощью вживляемых радиоэлектронных устройств.

# СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. K. Finkenzeller. RFID handbook: fundamentals and applications in contactless smart cards and identification, Wiley, Hoboken, N.J., 2003. 418 c.

2. Peter Burke. Towards a single-chip, implantable RFID system. Biomed Microdevices, 2009. 22 с.

3. URL: www.engadget.com/2007/02/14/hitachis-rfid-powder-freaks-us-the-heck-out

4. P.J. Burke. Nanotube Technology for Microwave Applications. MTT International Microwave Symposium, 2005 (2005). C 4.

5. K. Jensen. Nanotube radio. Nano Lett, 2007. С. 99

6. C. Rutherglen. Carbon nanotube radio. Nano Lett, 2007. С. 132

7. Lu, H.M. MEMS-Based Inductively Coupled RFID Transponder for Implantable Wireless Sensor Applications. IEEE Transactions on Magnetics.С. 43.

8. C.A. Balanis. Antenna Theory – Analysis and design, Third Edition. John Wiley & Sons, 2005. С. 77

9. S. Radiom. Far-field RF Powering System for RFID and Implantable Devices with Monolithically Integrated On-Chip Antenna. IEEE Radio Frequency Integrated Circuits Symposium, 2010. С. 46

10. T. T. Thai. A Novel Passive Wireless Ultrasensitive Temperature RF Transducer for Remote Sensing. IEEE International Microwave Symposium. Anaheim, California, 2010. С 23.

11. E. Freudenthal. Evaluation Of HF RFID for Implanted Medical Applications. Departmental Technical Reports, 2007. C. 162.

12. W. Liu, K. Vichienchom. A neuro-stimulus chip with telemetry unit for retinal prosthetic device. IEEE J. Solid-State Circuits, 2000. 35 c.

13. J. Kim, Y. Rahmat-Samii. Planar inverted-F antennas on implantable medical devices: Meandered type versus spiral type. Microw. Opt. Technol. Lett, 2006. 48 c.

14. Peter S. H., Yang H. Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications. University of London, Artech House. 2012. С. 400.

15. Harland Simon. Application of RFID in medical devices. 2013. С. 28.

16. URL: www.usa.philips.com/c-p/DL8791\_00/health-watch

17. Викулова О.К., Болотская Л.Л., Филиппов Ю.И. Современные аспекты терапии сахарного диабета. Москва, 2012г. С. 122-125.

18. Смирнов А.С., Ельников И.А., Шаяков А.Ф. Актуальность и значимость разработки капсульного эндоскопического комплекса «Ландыш». Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», 2014. С. 10.

19. И.Б. Вендик, О.Г. Вендик, Д.С. Козлов, И.В. Мунина, В.В. Плескачев, А.С. Русаков, П.А. Туральчук. Беспроводной мониторинг параметров состояния биологических объектов в микроволновом диапазоне. Санкт-Петербург, Россия. 24 с.

20. Dr. Renzo Dal Molin. WBAN Requirements and Standardization for Active Implantable Medical Device Systems. Sorin, France, 2012. 54 c.

21. URL: https://www.transparencymarketresearch.com/implantable-medical-devices-market.html

22. И.Б. Вендик, О.Г. Вендик, Д.С. Козлов, И.В. Мунина. Беспроводноймониторингпараметровсостояниябиологическихобъектоввмикроволновомдиапазоне. Санкт-Петербург, 2016. C. 15–26.

23. R.Pethig, Douglas B. Kell. The passive electrical properties of biological systems: their significance in physiology, biophysics and biotechnology. Physics in Medicine & Biology, 1987. С. 933-970

24. Гольдштейн Л.Д., Зернов Н.В. Электромагнитные поля и волны. М. 1971. С. 205–250.

25. Kane Yee. Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 1966. С. 302-307.

26. K. S. Nikita. Handbook of Biomedical Telemetry. Wiley-IEEE Press, 2014. С. 736.