

На правах рукописи

Сорокин Евгений Владимирович

**МЕТОДЫ И СРЕДСТВА БЕСПРОВОДНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ
ДЛЯ СИСТЕМЫ СУТОЧНОГО МОНИТОРИНГА
РАБОТЫ СЕРДЦА ЧЕЛОВЕКА**

Специальность 05.12.04

Радиотехника, в том числе системы и устройства телевидения

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Владимир - 2011

Работа выполнена на кафедре Биомедицинской инженерии Владимирского государственного университета имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых.

Научный руководитель: заслуженный работник ВПО РФ,
доктор технических наук, профессор
Сушкова Людмила Тихоновна

Официальные оппоненты: доктор технических наук, профессор
Полушин Петр Алексеевич

кандидат технических наук,
Богданов Андрей Евгеньевич

Ведущее предприятие: ГУП ВО «Медтехника»

Защита диссертации состоится « 20 » декабря 2011 г. в 14.00 часов на заседании диссертационного совета Д 212.025.04 при Владимирском государственном университете имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых по адресу: 600000, г. Владимир, ул. Горького , д. 87, ВлГУ, корп. 3, ауд. 301. Тел./факс: (4922) 479960

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Владимирского государственного университета имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых.

Автореферат разослан «17» ноября 2011 г.

Ученый секретарь диссертационного совета,
доктор технических наук, профессор



А.Г. Самойлов

I. ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы. В настоящее время сердечнососудистые заболевания занимают первое место в структуре общей заболеваемости населения как в России, так и за рубежом. По данным Всемирной организации здравоохранения около 30% населения мира и 42 % европейского умирают от сердечнососудистых заболеваний. Поэтому в медицине уделяется большое внимание методам и средствам ранней функциональной диагностики состояния сердечнососудистой системы (ССС) человека. С этой целью, в современной медицинской практике широко используются индивидуальные переносные измерительные комплексы регистрации и анализа ЭКГ в течение длительного времени. Такие комплексы позволяют регистрировать кратковременные нарушения в работе сердца в реальных условиях жизнедеятельности человека. Наиболее распространенными комплексами такого типа являются суточные мониторы ЭКГ Холтера.

Основными недостатками Холтеровских мониторов являются неудобство длительного ношения системы суточной регистрации ЭКГ и относительно высокая стоимость информационно-измерительного комплекса. К тому же, использование таких комплексов часто бывает неоправданным из-за функциональной избыточности регистрируемых параметров. В некоторых случаях, более дешевой и менее функционально-избыточной альтернативой использования суточных мониторов ЭКГ может служить применение персональных регистрирующих комплексов суточного мониторинга частоты сердечных сокращений (ЧСС), которая, как известно, является индикатором функционирования сердечной деятельности.

Областями применения суточной регистрации ЧСС являются: контроль состояния больного в кардиологических отделениях после пребывания в палате реанимации, профилактическая и спортивная медицина, медицина катастроф и др.

Наличие множества задач, связанных с необходимостью организации функционального контроля состояния сердца определяет актуальность проведения исследования возможных способов реализации системы суточного мониторинга ЧСС на основе применения беспроводных технологий передачи данных, способствующих совершенствованию приборного и инструментального развития современных медицинских технологий, обеспечению объективизации получаемых данных.

Беспроводная передача информации в системах контроля состояния сердечнососудистой системы может осуществляться с помощью таких современных технологий как: Bluetooth, Zigbee, Wi-Fi, индуктивная связь. Выбор того или иного решения зависит от многих факторов: дистанции связи, целевого назначения системы мониторинга ССС, предполагаемой помеховой

обстановки, длительности регистрации, а также стоимости измерительного комплекса и др.

Вопросам, связанным с методами беспроводной передачи биомедицинской информации посвящены труды отечественных и зарубежных ученых, в т.ч. В.И. Яздовского, О.Г. Газенко, Б.Г. Буйлова, В.В. Парина, В.В. Розенблата, З.И. Янушкевичуса, Э.Ш. Халфена, Н. Дж. Холтера, Р. Меррелла и др. Однако, несмотря на большой объем исследований в этой области, еще остается множество нерешенных проблем, например, снижение энергопотребления, уменьшение вредного воздействия радиоволн, обеспечение электромагнитной совместимости с другими средствами радиосвязи.

В настоящее время задача передачи данных о состоянии сердечнососудистой системы от пациента к специалисту, находящемуся в удаленном медицинском центре, на большое расстояние решена посредством использования телефонных линий связи. Также решена проблема передачи кардиологической информации при помощи беспроводных устройств на расстояние, измеряющееся десятками метров до беспроводной точки доступа, подключенной к сети Интернет, по которой далее происходит передача данных в медицинский пункт.

Одним из главных недостатков проводных систем суточного мониторинга состояния ССС является наличие проводников, идущих от сенсоров к регистрирующему блоку, что неудобно для длительного ношения. Кроме того, существует опасность ухудшения или разрыва контакта сенсор-тело, а также возможность неадекватной регистрации сердечной деятельности вследствие повышенной нервной возбудимости и беспокойности человека за надежность контактов тело-сенсор.

Указанные недостатки определяют актуальность исследований возможных способов мониторинга ССС и средств его обеспечения на основе применения беспроводной связи ближнего действия.

Целью диссертационной работы является разработка метода и устройства беспроводной связи ближнего действия для системы суточного мониторинга функционального состояния сердца человека.

Для достижения указанной цели в диссертации решены **следующие задачи**:

1. Исследованы методы мониторинга работы сердца человека.
2. Разработана аппаратура беспроводной связи ближнего действия для систем суточного мониторинга ЧСС.
3. Проведено моделирование системы суточного мониторинга работы сердца.
4. Экспериментально исследованы разработанные устройства.

Методы исследования. Поставленные задачи решались путем теоретических исследований с последующей разработкой и изготовлением экспериментальных макетов и их проверкой. В работе использованы методы системного анализа, теории биотехнических систем, теории связи и теории эксперимента. Широко

применялось компьютерное моделирование на основе программных продуктов Ansys, Matlab, Mathcad, Eagle и Multisim.

Научная новизна работы заключается в том, что:

1. Доказана эффективность применения в системе суточного мониторинга функционального состояния сердца человека беспроводной технологии на основе индуктивной связи между предлагаемыми передающим и приемным модулями.
2. На основании анализа помех, возникающих в системах суточного мониторинга, выбран и экспериментально исследован метод дублирования сигнала, показавший свою устойчивость к помехам, связанным с активными движениями человека.
3. Разработана модель индуктивного взаимодействия передающего и приемного устройств беспроводной связи ближнего действия.

Практическая значимость работы.

1. Предложенный метод дублирования сигнала обеспечивает вероятность правильного обнаружения на 26% выше вероятности правильного обнаружения, обеспечиваемой применяемым методом двойного дифференцирования.
2. Предложено схемное решение и энергосберегающая реализация (7мВт) передающего модуля для интервалов радиосвязи до 35 см.
3. Разработана компьютерная модель индуктивной антенны, позволяющая исследовать распространение электромагнитного поля и передачу данных в линиях связи менее метра.

Основные положения, выносимые на защиту.

1. Результаты исследования индуктивного взаимодействия передающей и приемной ферритовых антенн для беспроводной связи ближнего действия.
2. Результаты экспериментальных исследований методов селекции кардиоцикла.
3. Разработанные передающий и приемный модули системы суточного мониторинга ЧСС на основе индуктивной связи и результаты их исследований.

Реализация результатов работы. Результаты исследования используются в ОАО «Владимирское КБ радиосвязи», г. Владимир, а также внедрены в учебный процесс кафедр «Биомедицинская инженерия» и «Радиотехника и радиосистемы» ГОУ ВПО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», что подтверждается актами о внедрении и использовании научных и практических результатов диссертации.

Апробация работы. Основные результаты диссертационной работы докладывались и обсуждались на 4 региональных и международных конференциях.

По теме диссертации опубликовано 8 научных работ, из них 4 статьи в журналах, рекомендованных ВАК и 4 в трудах научных конференций.

Работа выполнялась автором в рамках договора о сотрудничестве между Владимирским государственным университетом имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых и Фраунгоферовским институтом интегральных схем (г. Эрланген, Германия), а также по гранту международной программы «Михаил Ломоносов».

Публикации и личный вклад автора. Личный вклад автора определяется разработкой методики беспроводного мониторинга ЧСС, исследованием путей реализации и синтеза системы суточного мониторинга, получением экспериментальных результатов и их анализом.

Структура и объем диссертации. Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав с выводами, заключения, списка используемой литературы, включающего 121 наименование, четырех приложений, изложена на 169 страницах машинописного текста, в том числе 133 страниц основного текста, 13 страниц списка литературы и 23 страниц приложений.

II. СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы, сформулированы цель и задачи диссертационной работы, определены ее научная новизна и практическая значимость, представлены положения, выносимые на защиту, приведены сведения об апробации работы и публикациях. Дано краткое содержание диссертации.

В первой главе изложены предпосылки создания систем суточного мониторинга ССС человека, описаны основные принципы их конфигурирования, проведен анализ современных беспроводных технологий передачи данных и сформулированы основные требования к беспроводной системе передачи данных.

В ряде случаев контроль функционирования сердечной деятельности осуществляется с помощью мониторинга частоты сердечных сокращений (ЧСС), в том числе: профилактическая, спортивная медицина и медицина катастроф.

Анализ существующих конфигураций аппаратуры, регистрирующей ЧСС (ЭКГ) показывает, что структура, а также тип межэлементной связи определяются ее назначением и стоимостью. Выделено три типовых варианта систем суточного мониторинга ЧСС, которые условно можно назвать как: проводная система мониторинга частоты сердечных сокращений (ПСМ ЧСС), комбинированная система мониторинга частоты сердечных сокращений (КСМЧСС-1) с многофункциональным блоком (МФБ) и комбинированная система мониторинга ЧСС (КСМЧСС-2) без МФБ [7].

Отмечено, что наиболее перспективными являются конфигурации КСМЧСС-1 и КСМЧСС-2, изображенные на рисунках 1 и 2: сенсор (1) выполнен в компактном ультратонком корпусе, в который интегрирована схема обработки ЧСС сигнала, передатчик и элемент питания. Два других сенсора (2) подключаются к первому при помощи проводников. Передающее устройство, интегрированное в (1), образует передающий модуль и осуществляет передачу сигнала, несущего информацию о ЧСС (ЭКГ) либо в многофункциональный блок, имеющий приёмное устройство (3), либо на удаленное устройство посредством сети Интернет.

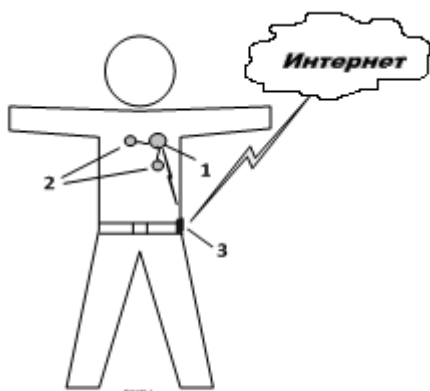


Рис. 1. Схема расположения элементов КСМЧСС-1

Рис. 2. Схема расположения элементов КСМЧСС-2

Для обеспечения в КСМЧСС-1 беспроводной передачи ЧСС данных от (1) к (3) были рассмотрены [1] следующие варианты технологий: индуктивная связь, сетевые технологии: Bluetooth, Zigbee. Для осуществления беспроводной передачи ЧСС-данных в КСМЧСС-2 от (1) к удаленному устройству рассмотрены технологии: Wi-Fi, технологии пакетной передачи данных сотовой связи GPRS, EDGE.

Проведен анализ экологической безопасности длительного использования рассмотренных беспроводных технологий, в результате которого сделан вывод о негативном воздействии беспроводной высокочастотной связи на организм человека. Для оценки плотности потока энергии рассмотренных высокочастотных технологий беспроводной связи использовалась формула Пойнтинга:

$$П = \frac{P}{4\pi r^2} ,$$

где P - излучаемая мощность;

r – дистанция между источником излучения и точкой наблюдения.

Отмечена необходимость оценки уровня излучения (напряженности магнитного поля) при использовании технологии индуктивной связи.

Сопоставительный анализ рассмотренных конфигураций расположения элементов системы суточного мониторинга ЧСС показал, что в настоящее время наиболее перспективной является конфигурация КСМЧСС-1, которая обладает преимуществами использования беспроводных технологий и позволяет: добиться повышенного уровня комфорта ношения в течение длительного времени (24 часа); понизить вероятность ослабления (разрыва) контакта тело-сенсор; снизить уровень электрокинетических явлений (шум, движения), возникающих из-за взаимного механического движения сенсора и кожи.

Анализ рассмотренных беспроводных технологий показал, что для передачи ЧСС - данных на короткое расстояние можно использовать индуктивную связь. Отмечена недостаточная изученность использования индуктивной связи для передачи информации, что и обусловило проведение научных исследований в этой области.

Во второй главе рассмотрены теоретические предпосылки применения беспроводной связи ближнего действия в системах суточного мониторинга ЧСС на основе индуктивной технологии.

Известно, что амплитуда кардиосигнала находится в пределах от 0,1 до 5 мВ, а полоса частот сигнала от 0,01 до 2000 Гц. В отличие от полного электрокардиосигнала, ЧСС сигнал обычно регистрируют в диапазоне от 0,1 до 16 Гц.

Известно, что при регистрации ЧСС особое внимание уделяется решению задачи корректного выделения кардиоцикла на фоне комплекса помех. Анализ помех, влияющих на достоверность выделения кардиоцикла при суточном мониторинге ЧСС, показал, что основным источником являются активные движения тела. Установлено, что реализованный в специализированной микросхеме регистрации ЧСС PЕCG-01Т частотно-временной метод селекции кардиоцикла не позволяет добиться высокой достоверности их выделения при активных движениях тела. Наиболее устойчивым к помехам такого типа является метод дублирования сигнала на основе двухканальной схемы обработки ЧСС сигнала.

Поэтому была предложена [4] структурная схема реализации этого метода (рисунок 3). Особенность схемы заключается в том, что усилитель канала, регистрирующего стандартное двухполюсное отведение, является дифференциальным, а усилитель канала, регистрирующего модифицированное грудное отведение V_5 – обычным однополярным.

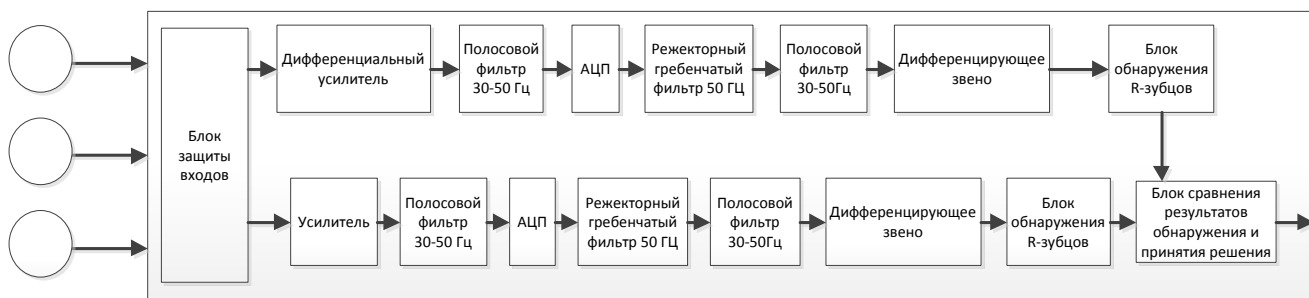


Рис. 3. Структурная схема реализации метода дублирования сигнала

Анализ литературы показал, что в общем случае результирующая помеха является вектором суммы составляющих от всех источников помех, имеющих различные законы распределения. Совместное распределение результирующей помехи в конкретный момент времени нельзя рассматривать как гауссовское, а суммарный помеховый процесс нельзя считать стационарным.

Влияние помех на электрокардиосигнал носит в основном аддитивный характер. Кроме того, обычно наблюдается статистическая независимость полезного сигнала и помех, то есть электрокардиосигнал и помехи некоррелированы. В связи с этим была поставлена задача экспериментального исследования эффективности селекции кардиоцикла методом дублирования сигнала в сравнении с широко используемым методом двойного дифференцирования при воздействии реальных, наиболее часто встречающихся помех.

Была разработана схема передающего модуля системы суточного мониторинга ЧСС, представленная на рисунке 4 [8]. В качестве блока регистрации ЧСС в передающем модуле использовалась специализированная микросхема PEGG-01T фирмы Fraunhofer IIS, Германия, реализующая частотно-временной метод селекции кардиоцикла. На выходе блока передающего модуля формировался сигнал, представляющий собой поток импульсов, временное расположение которых соответствовало временному расположению кардиоцикла.

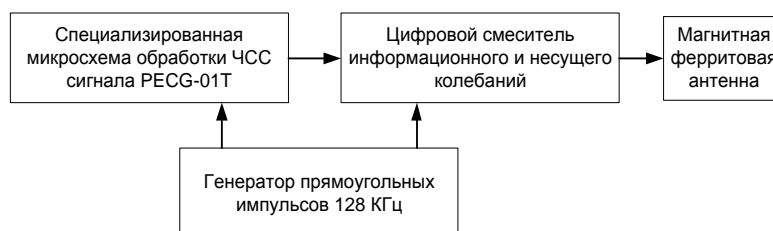


Рис. 4. Структурная схема передающего модуля

С целью снижения энергопотребления передающего модуля в этой схеме было предусмотрено использование одного генератора для блоков обработки ЧСС сигнала и модулятора [2]. Сигнал, поступающий на передающую антенну, представляет собой пачки прямоугольных импульсов, несущие полезную

информацию о ЧСС. В связи с тем, что использование индуктивного канала передачи данных является нестандартным решением для систем суточного мониторинга работы сердца, предложенная схема передающего модуля была реализована с целью проведения исследований отклика передаваемого сигнала на выходе приемного устройства.

Главными достоинствами метода индуктивной передачи данных является работа в малоиспользуемом частотном диапазоне и потенциально малая мощность передающего модуля, что обеспечивает электромагнитную совместимость с другими средствами радиосвязи.

Был разработан и исследован приемный модуль для системы суточного мониторинга ЧСС. Предложена его структурная схема (рисунок 5), которая была доведена до схемотехнического решения.



Рис. 5. Структурная схема приемного устройства сигналов ЧСС

Анализ антенн, которые применяются для приема и передачи на сверхдлинных волнах, показал, что единственным приемлемым видом антенны для использования в компактном передающем и приемном модулях является магнитная ферритовая антенна.

Для фильтрации сигнала ЧСС от внеполосных помех в приемном модуле был применен полосовой активный фильтр 6-го порядка, разработанный и выполненный по схеме Саллена-Ки [5].

С учетом особенностей типовых структурных схем передающего и приемного модулей в диссертационной работе сформулирован перечень технических требований, накладываемых на систему индуктивной передачи данных, в том числе массогабаритные показатели, ограничения на напряжение питания, ток потребления, скорость передачи данных, а также чувствительность приемного устройства.

В третьей главе проведено исследование вариантов реализации индуктивной системы передачи данных и оценки эффективности ее применения и функционирования блоков системы индуктивной связи [3]. Исследование выполнено на основе компьютерного моделирования канала передачи информации о ЧСС.

Расчет параметров передающей и приемной антенн позволил сформулировать исходные технические данные для моделирования и исследования индуктивного взаимодействия передающей и приемной антенн. Система уравнений, которая устанавливает взаимосвязь между физическими величинами, влияющими на параметры двух связанных магнитных антенн, имеет вид:

$$\begin{cases} U_1 = I_1(R_1 + j\omega L_1) + I_2\omega M \\ U_2 = I_2(R_2 + j\omega L_2) + I_1\omega M. \end{cases}$$

Здесь: I_2 – ток, протекающий через контур приемного устройства; I_1 – ток, протекающий через контур передающего устройства; R_1 и R_2 – активные сопротивления обмоток передающей и приемной катушек; ω – частота работы системы связи; M – взаимная индукция; L_1 и L_2 – индуктивности передающей и приемной катушек; V_1 и V_2 – напряжение на катушках.

Проведенные расчеты показали, что для организации связи на расстоянии 35см магнитные антенны должны иметь следующие номиналы индуктивностей: передающей антенны (не менее) – 12,5мГн; приемной антенны (не менее) – 37,5мГн. В качестве таких антенн были выбраны катушки фирмы Coilcraft 4513TC-725XGL (7.2 мГн) и 4308RV-905X_L (9.0 мГн). Для получения необходимых номиналов индуктивностей передающей и приемной антенн, в передающем устройстве использовалось последовательное соединение двух катушек 4513TC-725XGL, а в приемном устройстве – последовательное соединение четырех катушек 4308RV-905X_L .

Моделирование и исследование параметров индуктивной связи осуществлялось в программе Ansys 12 на основе метода конечных элементов, в основе которого лежит преобразование, дискретизация и решение системы уравнений Максвелла для расчетной области. С учетом специфики решаемой задачи основу моделирования составляет дифференциальное уравнение:

$$\frac{1}{\mu} \nabla^2 \vec{A} = -J_{\text{стор}},$$

где μ – магнитная проницаемость материала, A – векторный магнитный потенциал, ∇ – оператор набла, $J_{\text{стор}}$ – плотность сторонних токов в обмотке.

Поскольку обмотки ферритовых катушек будут включены в электрическую цепь, приведенное дифференциальное уравнение дополняется уравнением связи:

$$\Delta V = R_o I + \frac{W}{S_o} \int_s \frac{\partial \Phi}{\partial t} dS ,$$

где ΔV – падение напряжения на обмотке;
 R_o – активное сопротивление провода;
 I – ток в обмотке;
 W – плотность энергии;
 S_o – площадь поперечного сечения обмотки.

Для автоматизации процесса моделирования разработана специальная программа-скрипт, приведенная в приложении к диссертации. Производилось моделирование и исследование как переходного, так и установившегося сигнала.

Основными исходными данными при моделировании являлись: физические размеры катушек, их взаимное расположение, параметры

материалов магнитопроводов и обмотки, дистанция связи, а также параметры передаваемого сигнала. В результате исследования модели переходного процесса были получены зависимости от времени изменения напряжения на катушках приемного устройства и изменения тока на катушках передающего модуля.

Для получения огибающей отклика на передаваемый сигнал с амплитудно-импульсной модуляцией, была построена зависимость наводимого в приемной антенне напряжения от времени, изображенная на рисунке 6. Построение производилось в пакете MathCAD 14.

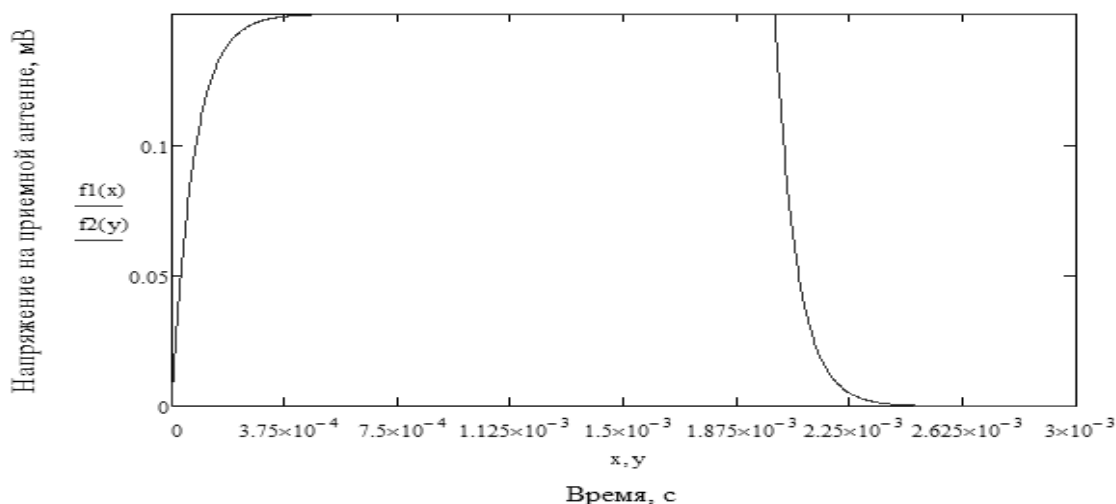


Рис. 6. Изменение наводимого напряжения на антенне приемного устройства во времени (огибающая)

Для построения зависимости наводимого в приемной антенне напряжения от времени использовались функции $f_1(x)$, которая описывает процесс накопления энергии индуктивной антенной и $f_2(y)$, описывающая процесс расхода энергии:

$$f_1(x) = (1 - e^{-\frac{Rx}{L}})E, \quad f_2(y) = (e^{-\frac{R(y-\tau)}{L}})E,$$

где R – активное сопротивление обмотки магнитной ферритовой антенны, Ом;

L - индуктивность магнитной ферритовой антенны, Гн;

E – амплитуда установившегося сигнала, В;

τ - длительность информационного сигнала (импульса), с;

x - время, с.

Анализ зависимости напряжения, наводимого в приемной антенне, от дистанции связи (рисунок 7) позволил определить уровень наводимого сигнала в зависимости от дистанции связи, а именно, при минимально допустимой дистанции связи 35 см, уровень наводимого полезного сигнала составляет 260 мкВ, что удовлетворяет сформулированным в диссертации требованиям.

На рисунке 8 представлен результат моделирования распределения электромагнитного поля (ближняя зона) в катушках антенны передающего

модуля, позволяющий сделать вывод о направленных свойствах передающей антенны: магнитная передающая антенна имеет ДН сигарообразной формы с максимумом на торцах катушек.

Следовательно, следует располагать катушки в передающем устройстве торцом по направлению к катушкам приемного устройства.

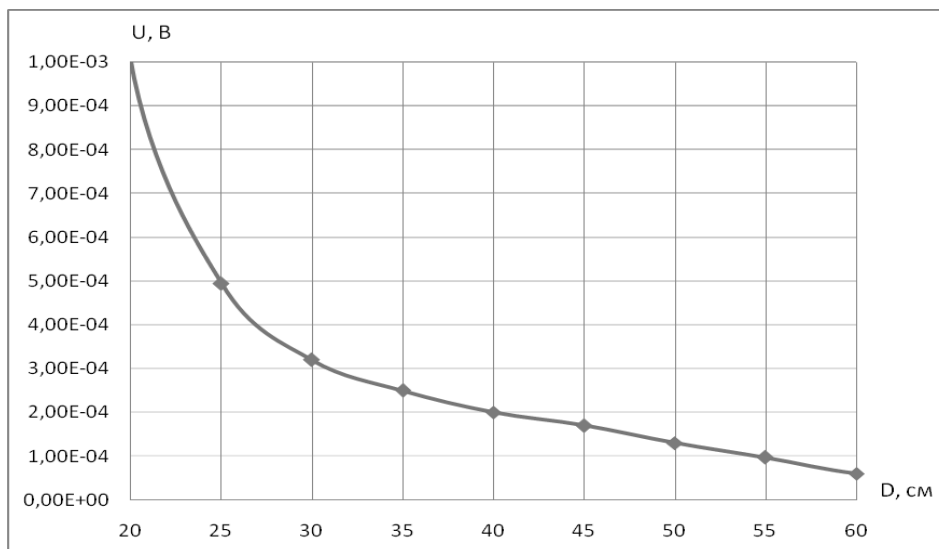


Рис. 7. Зависимость напряжения, наводимого в приемной антенне от дистанции связи

Таким образом, на основе предварительных расчетов и моделирования магнитного взаимодействия приемной и передающей антенн были определены основные параметры индуктивной связи.

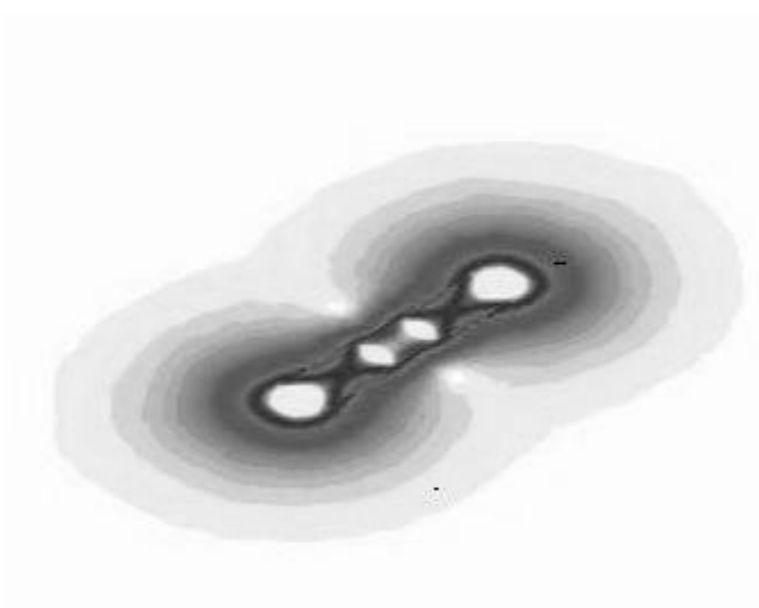


Рис. 8. Модель распределения поля в катушках передающего модуля

Анализ проведенных исследований вариантов реализации беспроводной системы суточного мониторинга ЧСС по конфигурации КСМЧСС-1 подтвердил возможность и целесообразность применения индуктивной связи для передачи ЧСС данных на короткое расстояние.

В четвертой главе проведено моделирование и исследование эффективности селекции кардиоцикла методом дублирования сигнала по сравнению с методом двойного дифференцирования. На основе предварительных расчетов и результатов моделирования были разработаны и реализованы действующие макеты передающего и приемного модулей, а также проведено экспериментальное исследование особенностей функционирования системы передачи данных с индуктивной связью между модулями.

Для оценки эффективности системы селекции кардиоцикла проведено [4] восемь типов регистрации ЭКС в разных режимах, а именно: нормальной регистрации, дрожании тела, активных движениях тела, медленных изменениях переходного сопротивления, гипервентиляции лёгких, наличия импульсных помех, высокочастотных помех, гармонических помех.

Специфика решаемой задачи – регистрация ЧСС, предполагает минимизацию вероятностей ошибок, как первого, так и второго рода. Поэтому в качестве критерия оценки эффективности метода селекции кардиоцикла был выбран критерий идеального наблюдателя. Полная вероятность появления ошибки обнаружения кардиоцикла определяется:

$$P_{ош} = P_{лт} + P_{пц} ,$$

где: $P_{лт} = N_{лт} / N$, $P_{пц} = N_{пц} / N$.

$N_{лт}$ – количество определенных ложных тревог,

$N_{пц}$ – количество определенных пропусков цели,

N – общее количество анализируемых кардиоциклов.

В работе представлены результаты оценки эффективности двух методов селекции кардиоцикла, которые свидетельствуют о большей помехоустойчивости метода дублирования сигнала. В частности, показано, что в тесте «Активные движения тела», вероятность правильного обнаружения $P_{по}$ на 26% выше вероятности правильного обнаружения $P_{по}$, обеспечиваемой методом двойного дифференцирования.

Моделирование работы блоков передающего модуля и приемного устройства производилось в среде Multisim 14. В результате моделирования получены временные диаграммы сигнала в различных точках передающего модуля, значения параметров активного фильтра Саллена-Ки 6-го порядка приемного устройства, а также его АЧХ. В ходе моделирования полосового фильтра получена крутизна спада АЧХ фильтра порядка 45 дБ/окт при ширине полосы пропускания 4 КГц.

Моделирование работы приемного устройства позволило определить номиналы его элементов.

Изготовленные образцы передающего модуля (размеры 40x35x10 мм) и приемного устройства (размеры 100x80x10 мм) представлены на рисунках 9 и 10 [6].

Экспериментальное исследование приемного устройства позволило определить форму принимаемого сигнала, а также АЧХ полосового фильтра, что важно для выбора наиболее приемлемого способа дальнейшей обработки сигнала. Сравнение форм принимаемого сигнала, полученного в ходе моделирования и эксперимента, показало их соответствие.



Рис. 9. Макет передающего модуля

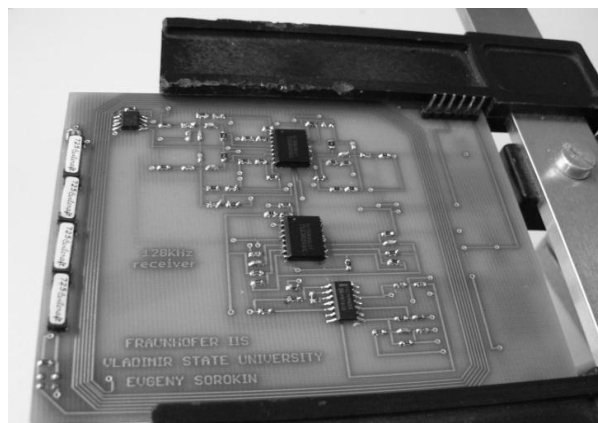


Рис. 10. Макет приемного модуля

Для оценки качества работы системы индуктивной связи с помощью известного соотношения:

$$P_{ош(АИМ)} = 0.5 \exp\left(\frac{-h_0^2}{2}\right)$$

определена вероятность ошибки при приеме сигнала для амплитудно-импульсной модуляции, которая не превысила 10^{-3} .

Анализ особенностей применения различных видов модуляции показал, что относительная фазовая телеграфия способна обеспечить и более высокую помехоустойчивость. Так, в соответствии с известным соотношением:

$$P_{ош(ОФТ)} = 0.5 \exp(-h_0^2)$$

вероятность появления ошибочного бита при ОФТ составляет порядка 10^{-5} .

Следовательно, для повышения достоверности передаваемой информации можно заменить АИМ на ОФТ, но энергопотребление системы беспроводной связи при этом возрастет.

С целью определения зависимости амплитуды выходного сигнала на приемной стороне от расстояния связи при различных углах взаимной ориентации приемной и передающей антенн, были выполнены экспериментальные исследования, результаты которых представлены на рисунке 11.

Анализ приведенных зависимостей показывает, что энергоэффективным является соосное расположение передающей и приемной антенн, что позволяет повысить до 29% эффективность передачи данных по сравнению с параллельным взаиморасположением антенн. Также стоит отметить резкое снижение эффективности передачи данных при изменении угла взаимного расположения магнитных антенн от 0 до 45 градусов.

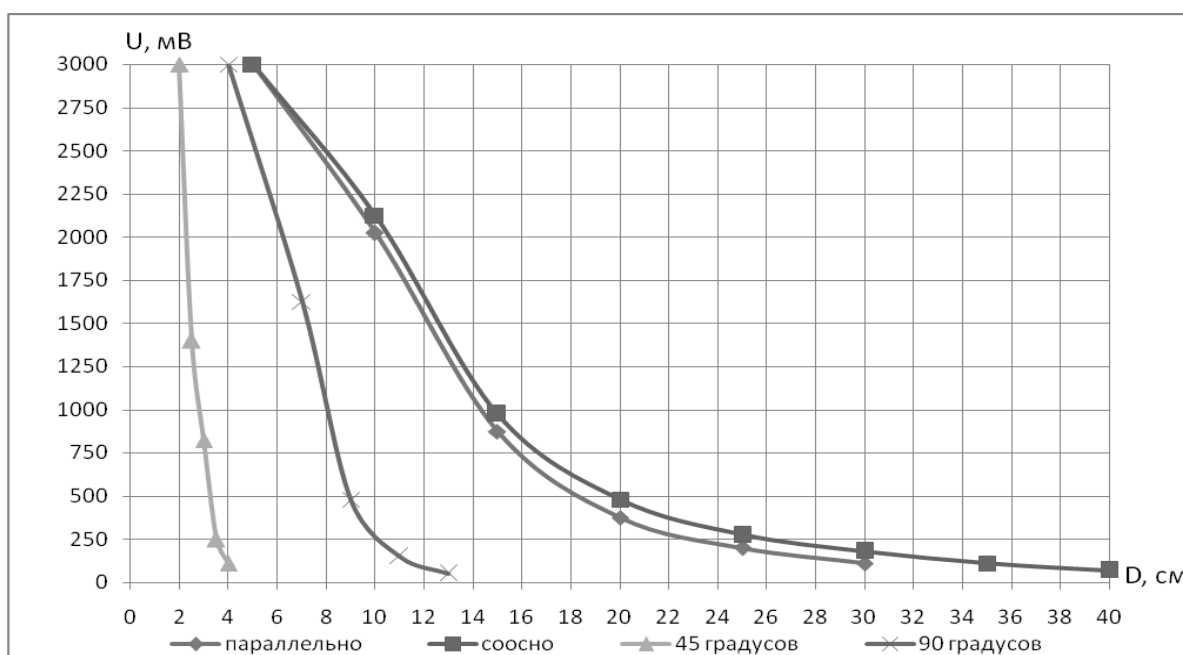


Рис. 11. Зависимость амплитуды сигнала на выходе усилителя макета приемного устройства от дистанции связи

В ходе экспериментальных исследований было зафиксировано значение тока потребления передающего модуля 2.23 мА. Ток потребления приемного модуля составляет 4.05 мА при положительной полярности и 2.79 мА при отрицательной полярности питания.

В работе проведена оценка экологической безопасности использования системы связи на основе индуктивного взаимодействия путем определения напряженности электромагнитного поля:

$$E = \sqrt{30PD} / r,$$

где P – излучаемая мощность; D – коэффициент направленного действия антенны; r – дистанция между антенной и точкой наблюдения (направление максимума излучения).

Определена напряженность электрического поля, создаваемая антенной передающего устройства при расстоянии 1см между антенной и точкой наблюдения, которая равна $E = 21,6$ В/м. Таким образом, согласно санитарным нормам и правилам 2.2.4/2.1.8.055-96 реализованная система индуктивной связи является безопасной при длительном использовании.

III. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В диссертационной работе решена задача разработки и исследования методов и средств беспроводной передачи данных технологий для системы суточного мониторинга работы сердца человека.

По результатам выполненных исследований можно сделать следующие

ВЫВОДЫ:

1. Наиболее целесообразной конфигурацией расположения элементов суточного мониторинга ЧСС является комбинированная система мониторинга (КСМ ЧСС-1).
2. Использование технологии индуктивной связи для передачи сигнала ЧСС на короткое расстояние обеспечивает низкое энергопотребление, электромагнитную совместимость с другими средствами радиосвязи и безопасность при длительном использовании в непосредственной близости от тела человека.
3. Разработанная модификация метода дублирования сигнала показала повышение достоверности выделения кардиоцикла на 26% при активных движениях человека по сравнению с методом двойного дифференцирования.
4. Индуктивная связь в системе суточного мониторинга ЧСС обеспечила энергетическую эффективность передающего модуля (7мВт) при интервалах связи до 35 см с вероятностью ошибки не хуже 10^{-3} , а при применении автокорреляционного приема ОФТ лучше 10^{-5} .
5. Оценка мощности, излучаемой разработанным передающим модулем, свидетельствует об экологической безопасности длительного мониторинга ЧСС при использовании индуктивной связи (напряженность электрического поля на расстоянии 1см: 21,6 В/м, что в 3,5 раза меньше плотности потока энергии известных микропередатчиков, работающих на частотах 433/ 869 МГц.

Предложенное схемотехническое решение передающего модуля и приемного устройства позволяют реализовать систему суточного мониторинга с индуктивным каналом беспроводной связи с значительными конкурентными преимуществами перед аналогичными решениями, а именно: безопасность длительного использования, компактность системы мониторинга ЧСС, энергоэффективность, удобство использования, а также низкая стоимость.

В приложении к диссертационной работе приведены: информационно-справочные данные о параметрах антенн; листинги программ для расчета

параметров индуктивной связи; схемы электрические принципиальные и топология печатных плат разработанных образцов передающего и приемного модулей, а также заключение о полезности использования результатов диссертационной работы в ОАО «Владимирское КБ радиосвязи», акты внедрения результатов исследований в учебный процесс и учебно-исследовательскую работу на кафедрах радиотехники и радиосистем, и биомедицинской инженерии Владимирского государственного университета имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых.

СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Ефимов, В.А. Анализ возможных способов передачи биомедицинской информации на короткое расстояние / В.А. Ефимов, Е.В. Сорокин // Проектирование и технология электронных средств. – 2008. – № 4. – С. 11–15.
2. Ефимов, В.А. Беспроводное устройство сбора данных при измерении пульса / В.А. Ефимов, Е.В. Сорокин // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2010. – № 1. – С. 64–68.
3. Ефимов, В.А. Исследование индуктивного взаимодействия передающего и приемного модулей беспроводной системы передачи биомедицинских данных / В.А. Ефимов, Е.В. Сорокин // Проектирование и технология электронных средств. – 2009. – № 4. – С. 2–5.
4. Исаков, Р.В. Оценка эффективности селекции R-зубцов методом дублирования сигнала / Р.В. Исаков, Е.В. Сорокин, Л.Т. Сушкова // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2011. – № 9. – С. 3–8.
5. Ефимов, В.А. Анализ современных реализаций фильтров для применения в приёмных устройствах систем обмена биомедицинской информации в длинноволновом диапазоне / В.А. Ефимов, Е.В. Сорокин // Перспективные технологии в средствах передачи информации: Материалы 8-й МНТК. Том 1. – Владимир, 2009. – С. 288–303.
6. Сорокин, Е.В. Система передачи данных при мониторинге сердечной деятельности / Е.В. Сорокин, Х. Хауэр // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады 7-й МНТК. Том 2. – Владимир, 2006. – С. 254–260.
7. Сорокин, Е.В. Основные принципы конфигурирования элементов системы суточного мониторинга ЧСС/ Е.В. Сорокин, В.А. Ефимов, // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады 9-й МНТК. – Владимир, 2010. – С. 461-464.
8. Sorokin, E.V. Wireless low distance transmission for electrocardiograph data acquisition device / E.V. Sorokin, H. Hauer, L.T. Sushkova // Materialien zum wissenschaftlichen Seminar der Stipendiaten des “Michail Lomonosov”: DAAD Programms 2007–2008. – Bonn, 2008. – P. 264–269.

