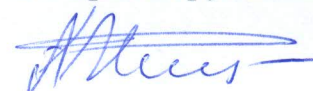


**Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт  
радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН**

На правах рукописи



**Рыжов Антон Игоревич**

**Сверхширокополосные беспроводные сенсорные сети медицинского  
назначения на основе хаотических радиоимпульсов**

Специальность: 01.04.03 – Радиопизика

Диссертация на соискание ученой степени  
кандидата физико-математических наук

Научный руководитель:  
**Доктор физико-  
математических наук,  
профессор А.С. Дмитриев**

Москва 2015

<b>Оглавление</b>	
<b>Введение .....</b>	<b>4</b>
<b>Глава 1. Беспроводные сенсорные сети медицинского назначения.....</b>	<b>21</b>
1.1. Введение.....	21
1.2. Состояние вопроса .....	23
1.3. Беспроводные нательные сети.....	36
1.4. Стандартизация .....	40
1.5. Выводы.....	45
<b>Глава 2. Распространение СШП хаотических радиоимпульсов в условиях медицинского учреждения.....</b>	<b>47</b>
2.1. Введение.....	47
2.2. Ослабление узкополосных сигналов диапазона 0,5-10 ГГц в стенах зданий.....	48
2.3. Измерение параметров поглощения СШП хаотических радиоимпульсов в стене.....	54
2.4. Прохождение СШП хаотических радиоимпульсов через щели в металлических поверхностях.....	61
2.5. Распространение СШП хаотических радиоимпульсов вблизи поверхности тела человека.....	69
2.6. Выводы.....	79
<b>Глава 3. Экспериментальная сверхширокополосная беспроводная сенсорная сеть медицинского назначения .....</b>	<b>81</b>
3.1. Введение.....	81
3.2. Теоретическая оценка характеристик СШП сети.....	81
3.3. Приемопередатчики на основе СШП хаотических радиоимпульсов....	85

3.4. Компоненты сверхширокополосной беспроводной сенсорной сети медицинского назначения .....	91
3.5. Экспериментальное исследование сверхширокополосной беспроводной сенсорной сети.....	97
Выводы.....	104
<b>Глава 4. Передача информации между нейроподобными элементами..</b>	<b>106</b>
Введение.....	106
4.1. Модель коммуникационной системы .....	106
4.2. Нейрон как передатчик.....	109
4.3. Нейрон как приёмник .....	111
4.4. Передача информации между нейроподобными элементами с использованием сверхширокополосных прямохаотических приёмопередатчиков .....	116
Выводы.....	125
<b>Заключение.....</b>	<b>126</b>
<b>Список литературы .....</b>	<b>128</b>

## **Введение**

Бурное развитие беспроводных инфокоммуникационных технологий, ставит новые, порой нетрадиционные, задачи перед современной радиофизикой, включающие создание, исследование и использование новых типов сигналов и методов их обработки, разработка и развитие радиосистем малого радиуса действия, исследования в области многоэлементных беспроводных сетей, в том числе беспроводных сенсорных сетей (БСС).

Кроме исследований, связанных с созданием аппаратной части радиосредств и беспроводных сетей, важнейшее значение приобретают программные средства, обеспечивающие устойчивое автономное функционирование многоэлементных беспроводных (сенсорных) сетей, включая вопросы их самоконфигурации, самосборки, самодиагностики и самовосстановления при изменении внешних условий или выходе из строя отдельных узлов сети.

В данной диссертационной работе будут затрагиваться все эти перечисленные задачи, но основное внимание уделяется БСС, использующим в качестве носителя информации сверхширокополосные (СШП) хаотические радиоимпульсы. В процессе исследований определяются требования к радиосистемам малого радиуса действия, составляющим аппаратную основу разрабатываемых и исследуемых в работе БСС медицинского назначения.

БСС представляют собой совокупность малопотребляющих, сравнительно недорогих и компактных устройств, часть из которых (возможно, и все) снабжены сенсорами или другими источниками информации, которые включены в некоторое физическое окружение и объединены посредством радиоканала. Область покрытия подобной сети может составлять от нескольких квадратных метров до нескольких квадратных километров за счет возможности ретрансляции сообщений от одного элемента сети к другому.

БСС имеют весьма большой спектр применения: экологический мониторинг естественной среды обитания, мониторинг зданий и сооружений, контроль уровня загрязнения окружающей среды, контроль производства различной продукции, отслеживание целей в военной области и другие. Для упорядочивания их применения разработано несколько международных стандартов [1-5].

Одной из перспективных сфер применения технологии БСС является медицина.

В современной медицине остро стоит проблема организации процесса наблюдения за показателями физического состояния организма (электрокардиограмма, давление крови, пульс, дыхание, температура) пациентов, находящихся на стационарном лечении в больницах и клиниках при минимальном участии медицинского персонала. Ее решение позволит значительно улучшить ситуацию, как с диагностикой заболеваний, так и с мониторингом состояния больных в процессе лечения. Об актуальности разработки и внедрения автоматизированных систем мониторинга свидетельствуют следующие цифры. По данным работ [6,7] от 4 до 17% смертельных случаев в больницах США вызваны остановкой сердца. Исследование подобных случаев показало, что около 70% из них могли бы быть предотвращены при заблаговременном обнаружении ухудшения состояния пациентов. Выявление таких ситуаций возможно при помощи анализа данных, полученных при систематическом наблюдении за основными показателями состояния организма. Подобный непрерывный мониторинг этих параметров в настоящее время осуществляется лишь в реанимационных отделениях.

Проблема может быть решена при помощи БСС, которые позволят обеспечить мониторинг основных показателей состояния организма с необходимой частотой снятия данных [8]. В связи с этим в ряде стран интенсивно ведутся работы по созданию БСС медицинского назначения и изучению различных аспектов их применения. Несмотря на достаточно

короткий период активности, в этом направлении уже получены принципиальные результаты, в том числе и клинических испытаний, в целом подтверждающие первоначальные ожидания относительно применения БСС в медицинской практике.

Вместе с тем проведенные исследования вскрыли ряд проблем, которые необходимо решить для успешного широкого внедрения этой новой технологии в медицинскую практику. Одной из таких проблем, ограничивающих эффективность медицинских БСС на основе стандартных узкополосных средств беспроводной связи, оказывается пропускная способность коммуникационной сети. Выяснилось, что при работе с небольшими потоками данных и с малым числом узлов в сети, сети работают устойчиво. Когда же проводились эксперименты с более высокими потоками данных и при большем количестве узлов, сети переставали работать стабильно.

Другие проблемы, связанные с использованием БСС на основе узкополосных сигналов в системах автоматизированного мониторинга состояния пациентов касаются электромагнитной совместимости с электронной медицинской аппаратурой, обеспечения надёжной передачи данных, экологической безопасности, конфиденциальности собираемых и передаваемых данных.

Решить эти проблемы призваны СШП БСС, создаваемые на основе принятого в 2012 г. стандарта IEEE 802.15.6 для БСС медицинского и бытового назначения, в котором в качестве носителя информации предполагается использование хаотических радиоимпульсов [5].

Разработка и принятие стандарта IEEE 802.15.6 для физического уровня персональных бытовых и медицинских сенсорных сетей были нацелены на достижение следующих целей:

- 1) увеличение пропускной способности БСС за счёт увеличения физической скорости передачи в режиме «точка-точка» с 250 кбит/с до 1-10 Мбит/с;

2) обеспечение электромагнитной совместимости БСС с электронной аппаратурой специальных отделений клиник, таких, например, как реанимационные, где сбои в работе медицинской аппаратуры из-за влияния излучения передатчиков сети могут иметь крайне негативные последствия;

3) повышение надёжности связи по сравнению с узкополосными сетями;

4) упрощение структуры сети и алгоритмов её работы;

5) уменьшение энергопотребления компонентов сети.

В данной работе рассматривается задача создания БСС медицинского назначения на основе прямохаотических СШП приёмопередатчиков, использующих в качестве носителя информации хаотические радиоимпульсы.

Следует отметить, что технология беспроводной связи, использующей в качестве носителя информации хаотические радиоимпульсы (прямохаотическая передача информации), была предложена в России, в ИРЭ РАН в 2000 году [9-13] и успешно развивается в самом ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН и в смежных организациях [14-20]. Результаты этих предшествующих исследований оказали важное влияние при формулировании темы диссертации и ее конкретных задач.

В работе проведен анализ состояния проблемы создания БСС медицинского назначения, изучаются вопросы распространения СШП хаотических радиоимпульсов в условиях среды, характерной для медицинских учреждений, разрабатываются и исследуются компоненты и сегменты экспериментальной СШП БСС на основе хаотических радиоимпульсов. Показывается, что разработанные аппаратные и программные средства могут быть использованы не только в медицинских целях, но при решении смежных задач, в частности для исследования процессов обмена информации в многоэлементных биологических системах.

**Актуальность работы** определяется существующим интересом к БСС, возможностью качественного улучшения диагностики заболеваний за счёт применения систем беспроводного сенсорного мониторинга, поиском новых

областей применения технологии СШП хаотических радиоимпульсов, соответствием технологии СШП хаотических радиоимпульсов международным стандартам беспроводных локальных сетей связи IEEE 802.15.4a и 802.15.6.

**Цель работы** состоит в создании и исследовании экспериментальной БСС медицинского назначения на основе СШП хаотических радиоимпульсов, включая анализ вопросов распространения хаотических радиоимпульсов в условиях медицинских учреждений, разработку аппаратных и программных средств для сети, изучение поведения БСС в различных условиях функционирования и оценку ее ключевых характеристик.

#### **Основные задачи, решаемые в работе**

- исследование распространения хаотических радиоимпульсов в условиях характерных для медицинских учреждений;
- разработка аппаратных и программных средств для СШП БСС медицинского назначения, использующей в качестве носителя информации хаотические радиоимпульсы;
- изучение поведения экспериментальной СШП БСС в различных условиях и режимах функционирования;
- исследование возможности применения СШП БСС для эмулирования передачи информации и потока спайков в нейронных сетях.

**Научная новизна** результатов заключается в том, что:

- впервые экспериментально исследовано распространение СШП хаотических радиоимпульсов через стены зданий, щели в металлических поверхностях и вблизи поверхности тела человека, в которых получены оценки затухания СШП сигналов в этих средах;
- разработаны, изготовлены и исследованы аппаратные и программные средства для реализации экспериментальной СШП БСС медицинского назначения;



- создана и исследована экспериментальная СШП прямоухатическая сенсорная сеть для медицинских учреждений;
- на основе анализа полученных результатов сформулированы требования и даны рекомендации для создания узлов СШП БСС следующего поколения, которые в полной мере отвечают требованиям к таким системам по гибкости применяемых датчиков, возможности сопряжения с другими средствами беспроводной связи, требованиям по энергопотреблению и энергопитанию, соответствуя при этом базовым требованиям стандартом IEEE 802.15.6;
- показана возможность применения СШП БСС для эмулирования передачи информации и потока спайков в нейронных сетях.

**Достоверность диссертационной работы** подтверждается соответствием расчетов и оценок, полученных и используемых автором, теоретическим положениям известным из литературы, соответствием результатов экспериментальных исследований теоретическим оценкам, техническими характеристиками разработанных аппаратных и программных решений.

**Основные научные положения и результаты, выносимые на защиту:**

- структура и алгоритмы работы СШП БСС с использованием в качестве носителя информации хаотических радиоимпульсов, предназначенной для сбора и передачи информации в медицинских учреждениях;
- экспериментальный макет СШП БСС медицинского назначения, результаты исследования которого доказывают практическую реализуемость создания сетей, соответствующих требованиям стандарта IEEE 802.15.6;
- анализ характера распространения СШП хаотических сигналов при их прохождении в среде распространения, характерной для медицинского учреждения (стены, щели в металлических поверхности, область вблизи поверхности тела человека);

- использование аппаратуры и алгоритмов, созданных для экспериментальной СШП БСС, при решения смежных задач (на примере моделирования передачи битовой информации между нейроподобными элементами и эмулирование потока спайков между нейронами).

### **Научно-практическое значение**

Результаты диссертации используются при разработке СШП прямохаотических приемопередающих устройств и при создании СШП БСС на хаотических радиоимпульсах.

### **Апробация работы**

Основные результаты проведенных исследований докладывались и обсуждались на следующих международных и российских научных конференциях: «Современные проблемы фундаментальных и прикладных наук» (МФТИ, Москва, Россия, 2008, 2009, 2010, 2011, 2012), 17 конференции по нелинейной динамике электронных систем «NDES 2009» (Рапперсвиль, Швейцария, 2009), 26-ом международном симпозиуме «Достижения в электромагнитных исследованиях PIERS'2009» (Москва, Россия, 2009), XV и XVI-ой научных школах «Нелинейные волны» (Н. Новгород, Россия, 2010, 2012), Конкурсах работ молодых учёных и аспирантов им. И. В. Анисимкина 2010, 2011 годах (ИРЭ РАН, Москва, Россия), I и III Всероссийских Армандовских чтениях, (Муром, Россия, 2011, 2012, 2013), Докладах 5, 6, 8 Всероссийской научно-технической конференции «Радиолокация и радиосвязь» (Москва, Россия, 2011, 2012, 2014), Информационные системы и технологии 2012 (Москва, Россия, 2012), Международной школе ХАОС–2013 (Саратов, Россия, 2013).

По теме диссертации опубликовано 19 печатных работы, в том числе 8 статей в изданиях, входящих в перечень изданий рекомендованных ВАК РФ, 11 работ в трудах научных конференций.

**Структура и объём работы:** диссертационная работа состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы. Содержит 134 страниц, 43 рисунков, 9 таблиц. Список цитированной литературы содержит 66 наименований.

## КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИОННОЙ РАБОТЫ.

В **Первой главе** представлен обзор и анализ работ по созданию и испытаниям экспериментальных БСС медицинского назначения за последние годы, из которого следует, что БСС является перспективным средством с уникальными возможностями для постоянной оперативной одновременной диагностики большого числа пациентов, находящихся в больнице, клинике или госпитале.

В БСС медицинского назначения можно условно выделить две зоны: крупномасштабную (магистральную), обеспечивающую доставку информации по всему медицинскому учреждению, и локальную –зону беспроводных нательных сетей (БНС) (называемых также беспроводными нательными сенсорными сетями – БНСС), которые располагаются на теле и/или в окрестности тела человека и предназначены для непосредственного наблюдения за его физиологическими параметрами.

Проведенный анализ данных, представленных в литературе, а также теоретические оценки, показывают, что факторами, ограничивающими эффективность БСС медицинского назначения при применении в ней традиционных узкополосных каналов связи, могут стать: пропускная способность сети, электромагнитная совместимость с электронной медицинской аппаратурой, надёжность передачи данных, экологическая безопасность, конфиденциальность собираемых и передаваемых данных. Эти потенциальные проблемы относятся как к магистральной, так и к нательной зонам применения БСС.

Для преодоления ограничений, связанных с узкополосными средствами связи в БСС медицинского назначения, был подготовлен и введен стандарт IEEE 802.15.6 (2012 год), в котором важная роль отводится беспроводным СШП средствам связи на основе хаотических радиоимпульсов. В главе рассматриваются основные положения этого стандарта, его общие черты и различия с существующими стандартами беспроводной персональной связи.

На основе проведенного анализа формулируются требования к перспективным СШП БСС медицинского назначения.

С точки зрения, развиваемой в работе, перспективные БСС медицинского назначения должны решать задачу как локального сбора информации (т.е. решать задачи БНС), так и обеспечивать магистральную доставку этой информации по медицинскому учреждению в целом. Именно в такой постановке и с такими требованиями рассматриваются вопросы построения БСС и их исследования.

Одна из проблем, которая должна быть исследована при таком подходе, связана с условиями распространения СШП хаотических радиоимпульсов в среде медицинского учреждения, включая распространение около тела пациента, влияние локального медицинского оборудования (кровать и прикроватное пространство) и распространение в помещениях и между помещениями.

Исследованию этих вопросов посвящена **Вторая глава** диссертации.

Перспективные БСС будут работать в реальной среде медицинских учреждений, распространение СШП сигналов через которую можно разделить на три основные компоненты: распространение в помещениях и между помещениями; распространение, связанное с телом человека; распространение, связанное с металлическими предметами, находящимися вблизи приёмопередатчиков.

В начале главы рассматриваются и анализируются данные из литературы, относящиеся к распространению микроволнового диапазона в условиях

помещений. Прежде всего, речь идет об узкополосных сигналах и прохождении микроволнового излучения через стены зданий.

Приводятся данные по ослаблению узкополосных сигналов в строительных материалах (в основном, это кирпич и бетон) на основе ряда работ по этой тематике. При этом отмечается сильное влияние влажности материалов на ослабление радиоволн.

Поскольку имеющиеся в литературе данные по прохождению излучения через стены в рассматриваемом диапазоне не отличаются полнотой, Н.П. Чубинским с коллегами был выполнен комплекс экспериментальных исследований по определению затухания узкополосных сигналов в стенах и перекрытиях зданий в диапазоне частот 0,5–8 ГГц. Результаты этих измерений также использованы в главе для получения предварительных оценок по затуханию СШП хаотических сигналов.

После этого были проведены эксперименты по определению величины затухания СШП хаотического сигнала с полосой частот около 2 ГГц при его прохождении через стены зданий. В экспериментах в качестве источников и приемников СШП сигналов использовались разработанные в ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН прямохаотические СШП приёмопередатчики ППС-43 диапазона 3-5 ГГц. На основании данных измерений и теоретических оценок, делается вывод о том, что ослабление СШП сигнала диапазона 3–5 ГГц в кирпичной стене составляет ~ 5–7 дБ в стене толщиной 34 см и ~ 6–10 дБ в стене толщиной 64 см.

Кроме того, показано, что ослабление СШП сигнала в полосе 3–5 ГГц ниже, чем ослабление узкополосного сигнала на тех же частотах на 2 – 5 дБ.

Установлено, что в целом при оценке потерь СШП сигнала в полосе частот 3 – 5 ГГц в типовой стене (толщина 30 см) можно ориентироваться на затухание, не превышающее 10 дБ.

*Прохождение через щели в металлических объектах.* Рассмотрена задача «просачивания» СШП хаотических радиоимпульсов через щели в металлических объектах, актуальная при применении СШП-сигналов в

сложных условиях распространения. Задача моделирует распространение СШП сигналов в прикроватной области, где может находиться значительное количество металлических предметов и поверхностей.

Затухание радиосигнала, вызванное его прохождением через нарушенную электромагнитную герметичность экрана, оценивалось путём определения двух максимальных расстояний:  $d_1$  и  $d_2$ , на которых наблюдался уверенный приём сигнала (с вероятностью ошибки на бит не более  $10^{-4}$ ) без экрана и при его наличии соответственно. Дополнительное затухание при «просачивании» определяется соотношением:  $L_3^{don} = 20 \lg\left(\frac{d_1}{d_2}\right)$ .

Описаны эксперименты по определению затухания СШП хаотического сигнала при прохождении его через щели различных размеров относительно длины волны излучения.

Установлено, что интегральное ослабление СШП-сигнала при «просачивании» незначительно зависит от длины щели в случае, если эта длина существенно превышает среднюю длину волны излучаемого сигнала.

Наименьшее ослабление сигнала (на  $\sim 10...15$  дБ при ширине щели 1 мм) наблюдается при «просачивании» электромагнитного излучения через щели, характерные размеры которых составляют  $\sim \lambda/2$ , где  $\lambda$  – длина волны, соответствующая средней частоте СШП-сигнала. В случаях как уменьшения длины щели, так и её увеличения относительно резонансных размеров значительно увеличивается затухание сигнала (на  $\sim 10...20$  дБ при той же ширине щели). При уменьшении ширины щели затухание растёт примерно обратно пропорционально её поперечному размеру.

#### *Распространение СШП сигнала вблизи поверхности тела человека.*

Исследование распространения СШП хаотических радиоимпульсов вблизи тела человека производилось экспериментально. Предварительно была разработана методика оценки затухания СШП хаотического сигнала при его распространении вблизи поверхности тела человека для трёх случаев расположения приёмопередатчиков:

- вдоль поверхности тела человека (модель канала СМЗ, приёмник и передатчик расположены на поверхности тела человека),
- вокруг грудной клетки (модель канала СМЗ),
- передатчик находился у поверхности тела, а приёмник располагался на некотором расстоянии от него в зоне прямой видимости (модель канала СМ4, передатчик находится на поверхности тела человека, а приёмник находится в отдалении от него в зоне прямой видимости).

В качестве приемника и передатчика на СШП хаотических радиоимпульсах использовались приемопередатчики ППС-43

Показано, что с точки зрения распространения сигнала СШП хаотические радиоимпульсы диапазона 3 - 5 ГГц в типичных условиях медицинского учреждения демонстрируют умеренное затухание и могут быть использованы для создания БСС. Полученные количественные данные о затухании целесообразно использовать при формулировании технических требований к характеристикам передатчиков и приемников для узлов перспективных СШП БСС медицинского назначения.

В **Третьей главе** рассматривается задача создания БСС на основе СШП хаотических приемопередатчиков для сбора медицинских показателей пациентов. Дается теоретическая оценка основных характеристик экспериментальной СШП сенсорной сети на основе прямохаотических приемопередатчиков ППС – 43.

*Пропускная способность сети* достигает 1 Мбит/с (для сравнения, в сетях на основе ZigBee этот показатель составляет около 40 Кбит/с),

*Электромагнитная совместимость.* При средней скорости передачи 64 кбит/с мощность приемопередатчиков ППС-43 не превышает -13 дБм, что примерно в 10 раз меньше, чем у сетей на основе технологии ZigBee. Этот уровень излучения не превосходит рекомендуемого стандартом IEEE802.15.6 уровня излучения узлов БСС.

*Надёжность связи.* Можно ожидать, что при пакетной передаче данных при длине пакетов менее 1 кбит будет теряться не более 1% пакетов (с учётом нескольких ретрансляций сигнала).

*Упрощение структуры сети и алгоритмов её работы.* В случае, если потоки информации в сети значительно меньше её пропускной способности, возможно использование режимов с независимым сбором и передачей данных от каждого сенсорного устройства. Несмотря на отсутствие координации между узлами, столкновения между пакетами, передаваемыми по сети, маловероятны. Такой режим работы резко упрощает алгоритмы работы сети по сравнению со случаем синхронной работы узлов сети, и, при прочих равных условиях, увеличивает её надёжность. В рассматриваемых СШП сетях такой сценарий работы может быть реализован в значительном числе приложений.

*Уменьшение энергопотребления.* Анализ энергопотребления СШП прямохаотических приемопередатчиков показал, что при одинаковой средней скорости передачи энергопотребление СШП устройств в 3-5 раз меньше, чем у узкополосных систем на основе технологии ZigBee.

Для обоснования практической реализуемости СШП БСС медицинского назначения и их ожидаемых характеристик на основе учебно-научно-исследовательского комплекса «Сверхширокополосные беспроводные сенсорные сети» («УНИК») была создана экспериментальная аппаратура, позволяющая реализовать различные конфигурации сети медицинского назначения, и проведена серия экспериментов с ней.

В главе приведено описание основных компонентов СШП БСС, её структуры и алгоритмов сбора и передачи данных.

Представлены результаты экспериментальных исследований для следующих типичных ситуаций передачи информации по сети (здесь в качестве сенсорного узла использовался узел с датчиком температуры).

*Передача данных из нескольких помещений* (соответствует топологии сети «дерево»).



В экспериментах изучалась работа сети при приёме данных от сенсорных узлов, расположенных в двух помещениях, базовая станция находилась вне прямой видимости сенсорных узлов, которые осуществляли сбор данных. Топология сети имела вид «дерева» с двумя ветвями. При проведении испытания использовались 2 сенсорных узла (источником данных в экспериментах являлись датчики температуры), 3 ретранслятора 1 базовая станция.

В экспериментах с СШП БСС в топологии типа «дерево», при независимом снятии данных от сенсорных узлов не наблюдались коллизии из-за столкновения пакетов.

*Передача данных от ансамбля сенсорных узлов.*

В экспериментах изучалась возможность работы БСС в случае одновременного сбора информации от нескольких сенсорных узлов, данные от которых поступали на базовую станцию через ретранслятор. Топология сети представляла собой комбинацию топологий «звезды» и «цепочки».

При проведении экспериментов использовались 10 сенсорных узлов, узел ретранслятор и базовая станция. Все сенсорные узлы сети работали в асинхронном режиме, посылая данные один раз в секунду.

Эксперименты показали, что в такой топологии сети система также устойчиво работает в асинхронном режиме. При этом теоретические оценки показывают, что устойчивый характер функционирования сети сохранится при увеличении числа сенсорных узлов по меньшей мере в десять раз по сравнению с числом узлов, использовавшихся в экспериментах.

*Передача данных от движущегося сенсорного узла (соответствует топологии сети «цепочка»).*

Задачей экспериментов являлось исследование работы СШП БСС в случае передачи данных от сенсорного узла, перемещающегося вдоль цепочки ретрансляторов. Данные от узла принимает ближайший к нему ретранслятор. Эксперименты соответствуют ситуации, когда по коридору медицинского учреждения перемещается пациент с датчиком. В отличие от

предыдущих испытаний, топология сети динамически изменялась в зависимости от положения сенсорного узла.

При проведении экспериментов использовался сенсорный узел, три приёмопередатчика-ретранслятора и базовая станция.

Данные от подвижного сенсорного узла поступали на тот ретранслятор, в области которого находился в данный момент сенсорный узел, после чего передавались на следующий в цепочке ретранслятор, находящийся ближе к базовой станции и т.д. После серии ретрансляций данные поступали на базовую станцию.

Во время проведения экспериментов было установлено, что данные от сенсорного узла непрерывно поступают на базовую станцию и отображаются на экране компьютера, в том числе во время передвижения по коридору.

Кроме этого, был проведён эксперимент по передаче данных от специально разработанного пульсометра для оценки работы сети с высокими потоками данных (скорость передачи данных от пульсометра составляла 3200 Бит/с). Оценки показывают, что в случае работы сети в синхронном режиме возможно подключение около 250 каналов с передачей ЭКГ. Это более чем на порядок превышает возможности узкополосных сенсорных систем на основе технологии ZigBee.

Полученные результаты показывают, что сенсорные сети на основе СШП хаотических радиоимпульсов могут быть эффективно использованы для решения задач мониторинга пациентов в медицинских учреждениях, в том числе, в случае необходимости передачи больших объемов данных.

В процессе создания экспериментальной БСС медицинского назначения были разработаны аппаратные и программные средства, возможности которых выходят за рамки чисто медицинских систем. Это демонстрируется в **Четвертой** главе на примере задачи передачи информации между нейроподобными элементами.

Задача решается в два этапа: на первом осуществляется моделирование системы передачи информации на компьютере и оценка её характеристик, а

на втором проводится экспериментальное исследование, где в качестве нейроподобных элементов используются СШП узлы сети. В этом случае вместо сенсоров на узлах устанавливаются специальные платы актуаторы, включающие в себя микроконтроллеры. На этих микроконтроллерах, в виде программ, реализуются математические модели нейрона–передатчика и нейрона-приемника. Сигнал с выхода нейрона-передатчика в цифровой форме передается от одного узла к другому, где принимается, обрабатывается и вводится в виде внешнего сигнала в модель нейрона-приемника

В качестве модели нейрона в работе используется модель Ходжкина – Хаксли, обладающая основными свойствами нейрона с точки зрения реакции на внешние сигналы и генерации спайков.

Исследован вопрос об эффективности спайковой структуры передачи сигналов между нейронами с точки зрения стандартных критериев передачи цифровой информации между передатчиком и приемником. С этой целью предложена структура системы передачи, состоящая из формирователя потока прямоугольных импульсов, нейрона-передатчика, нейрона-приёмника и детектирующего устройства. Выявлены ограничения на передаваемый информационный сигнал (наличие периода рефрактерности, ограничения на значения амплитуды и ширины импульсного сигнала, на который нейрон будет откликаться спайками). Показано, что такая система способна передавать двоичную информацию и обладает определённой помехоустойчивостью (модель нейрона-приёмника распознаёт передаваемую информацию с вероятностью ошибки на бит  $10^{-3}$  при отношении уровня сигнала к шуму около 13 дБ). При использованных значениях параметров скорость передачи составляет около 100 бит/с. Это значение может рассматриваться как грубая оценка скорости передачи информации в живых нейронных системах.

Проведены эксперименты по передаче через радиоканал между двумя узлами сети аналогового сигнала со спайковой структурой для двух

характерных случаев функционирования модели нейрона Ходжкина – Хаксли:

- передача нейронных сигналов (спайков) в нормальном режиме (входная последовательность прямоугольных импульсов подаётся с периодом, превышающем период рефрактерности нейрона),
- передача нейронных сигналов (спайков) в режиме, когда входная последовательность прямоугольных импульсов подаётся с периодом, меньшим чем период рефрактерности нейрона,

Эксперименты продемонстрировали хорошее соответствие с результатами математического моделирования процесса передачи на компьютере, тем самым показали, что наличие радиоканала и возможные вносимые им возмущения в процесс передачи не сказываются на результатах взаимодействия нейрона-передатчика и нейрона-приемника. Это обстоятельство открывает возможности для использования БСС в интересах экспериментального исследования динамики и информационных процессов в многоэлементных нейроподобных ансамблях.

**В Заключении** суммируются полученные результаты и делаются выводы.

# Глава 1. Беспроводные сенсорные сети медицинского назначения

## 1.1. Введение

Бурное развитие беспроводных инфокоммуникационных технологий, требования к миниатюризации электронных компонентов, снижению энергопотребления и стоимости электронных устройств ставят новые, порой нетрадиционные, задачи перед современной радиофизикой. Среди них:

- Создание, исследование и использование новых типов сигналов и методов их обработки. К таким сигналам относятся, в частности, и сверхширокополосные (СШП) хаотические сигналы, используемые в качестве носителей информации в данной работе;
- Разработка радиосистем малого радиуса действия, для которых важны такие характеристики, как скорость передачи между устройствами, низкое энергопотребление, малая мощность излучения;
- Исследования в области многоэлементных беспроводных сетей на основе радиосредств малого радиуса действия, в том числе беспроводных сенсорных сетей;
- Создание, наряду с аппаратными средствами, программных средств, обеспечивающих устойчивое автономное функционирование многоэлементных беспроводных (сенсорных) сетей, включая вопросы их самоконфигурации, самосборки, самодиагностики и самовосстановления при изменении внешних условий или выходе из строя отдельных узлов сети.

В данной диссертационной работе будут затрагиваться все эти перечисленные задачи, но основное внимание уделяется беспроводным сенсорным сетям, использующим в качестве носителя информации сверхширокополосные хаотические радиоимпульсы. В процессе

исследований определяются требования к радиосистемам малого радиуса действия, составляющим аппаратную основу БСС.

Беспроводные сенсорные сети имеют весьма большой спектр применения: экологический мониторинг естественной среды обитания, мониторинг зданий и сооружений, контроль уровня загрязнения окружающей среды, контроль производства различной продукции, отслеживание целей в военной области и другие.

Одной из перспективных сфер применения технологии БСС является медицина.

В современной медицине остро стоит проблема автоматизации процесса наблюдения за показателями физического состояния организма (электрокардиограмма, давление крови, пульс, дыхание, температура) пациентов, находящихся на стационарном лечении в больницах и клиниках. Ее решение позволит значительно улучшить ситуацию, как с диагностикой заболеваний, так и с мониторингом состояния больных в процессе лечения. Об актуальности разработки и внедрения автоматизированных систем мониторинга свидетельствуют следующие цифры. По данным работ [6,7] от 4 до 17% смертельных случаев в больницах США вызваны остановкой сердца. Исследование подобных случаев показало, что около 70% из них могли бы быть предотвращены при заблаговременном обнаружении ухудшения состояния пациентов. Выявление таких ситуаций возможно при помощи анализа данных, полученных при систематическом наблюдении за основными показателями состояния организма. Подобный непрерывный мониторинг этих параметров в настоящее время осуществляется лишь в реанимационных отделениях.

Проблема может быть решена при помощи беспроводных сенсорных сетей, которые позволят обеспечить мониторинг основных показателей состояния организма с необходимой частотой снятия данных [8]. При этом критически важным является выбор типа беспроводных сенсорных сетей, обеспечивающих решение требуемых задач.

В данной главе представлен обзор и анализ результатов, полученных при создании и испытании экспериментальных беспроводных сенсорных сетей медицинского назначения за последние годы. Описан класс беспроводных нательных сетей (БНС) (называемых также беспроводными нательными сенсорными сетями – БНСС), который в первую очередь предназначен для наблюдения за физиологическими параметрами человека. Также обсуждается новый стандарт IEEE 802.15.6 для БНС, его общие черты и различия с существующими стандартами беспроводной персональной связи.

На основе проведённого анализа формулируются требования к перспективным беспроводным сенсорным сетям медицинского назначения.

## **1.2. Состояние вопроса**

Созданию и испытаниям экспериментальных сенсорных сетей медицинского назначения в последние годы уделялось большое внимание. Ниже приводится краткий обзор результатов в этом направлении [21-26] и выявленных в процессе исследований проблем.

В работе [21] предлагается архитектура системы по уходу за здоровьем человека для больниц на основе использования беспроводных сенсорных сетей (БСС). В системе собираются данные жизненно важных показателей (электрокардиограмма (ЕКГ) и температура тела) от многих пациентов, и затем по беспроводной сети информация передаётся на узел, являющийся сетевым координатором, который находится под присмотром физиотерапевта или другого специалиста из персонала больницы. Беспроводная сенсорная сеть состоит из трёх различных типов устройств: узел у пациента (сенсорный узел), который получает данные непосредственно от пациента и передаёт их в радио эфир; узел-ретранслятор, который может иметь связь с сенсорным узлом, другими узлами-ретрансляторами и узлом-координатором (при этом узлы-ретрансляторы питаются от электрической сети); узел-координатор,

который является полнофункциональным устройством и осуществляет сбор данных из сети. Для демонстрации в работе использовались устройства tmote sky, совместимые со стандартом 802.15.4, характеристики которых представлены в табл. 1.1.

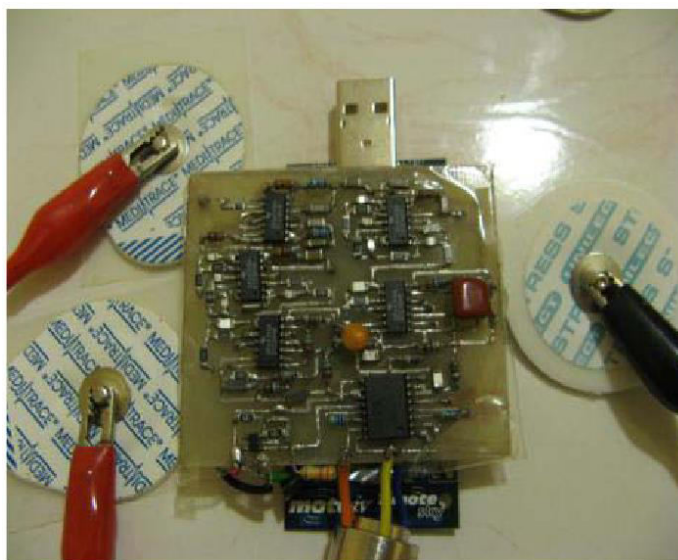


Рис. 1.1. Сенсорная плата для снятия ЭКГ(вверху) и приёмопередатчик tmote sky (внизу)

На рис. 1.1 показан сенсорный узел, который представляет собой приёмопередатчик tmote sky(внизу) и сенсорную плату (наверху) для снятия ЭКГ. Частота снятия данных составляет 100 Гц. В данной работе эксперименты с разворачиванием реальной сети не проводились, а осуществлялось моделирование работы такой сети (использовалась программа Network Simulator). Моделировалась сеть с 25 сенсорными узлами и 5 ретрансляторами. Для маршрутизации использовался протокол, основанный на протоколах DSR (dynamic source routing) и SMR (split multipath routing). В результате моделирования было установлено, что в среднем радиопередатчик на каждом узле работает 7% времени. Это приводит к среднему потреблению тока 2,125 мА.



Таблица. 1.1. Приёмопередатчики, используемые в экспериментальных беспроводных сенсорных сетях медицинского назначения.

Название устройства	Физическая скорость передачи	Рабочая частота	Потребление	Чувствительность	Выходная мощность
tmote sky	250 кБит/с	2,4 ГГц	Передатчик 21 мА, Приёмник 23 мА	-94 дБм	0 дБм
miTag	250 кБит/с	2,4 ГГц	-	-	-
MC13213	250 кБит/с	2,4 ГГц	Передатчик 30 мА, Приёмник 37 мА	-92 дБм	-4...2 дБм
TelosB	250 кБит/с	2,4 ГГц	23 мА	-90...-94 дБм	-24...0 дБм
nRF24L01	До 2 Мбит/с	2,4 ГГц	Передатчик 11 мА, Приёмник 12 мА	-82 дБм	-18...0 дБм

В статье [22] описывается проект, в котором исследуются принципы использования беспроводных сенсорных сетей в медицинских целях, как в больницах, так и в местах случающихся чрезвычайных ситуаций. В процессе сотрудничества с одной из больниц Вашингтона была разработана система miTag. Она является беспроводной сенсорной платформой, которая автоматически отслеживает состояние пациентов, начиная от места случившихся ЧП и заканчивая больницей. Платформа miTag включает в себя следующее: сенсорное оборудование, самоорганизующаяся беспроводная сенсорная сеть, масштабируемое серверное программное обеспечение, анализирующее данные и доставляющее их обновления до мобильных устройств и web-порталов. Прошли испытания работы системы в реальных условиях больницы в Вашингтоне. Сенсорная платформа miTag оснащена радиомодулем на основе ZigBee, характеристики которого представлены в табл. 1.1. В работе использовались датчики, измеряющие следующие параметры: GPS, насыщенность кислородом крови, кровяное

давление, температура, ЭКГ (частота съёма данных в диапазоне от 100 до 250 Гц).

Архитектура системы представлена на рис. 1.2. Она состоит из трёх основных уровней: беспроводная нательная сенсорная сеть, осуществляющая сбор необходимых данных у пациента; mesh-сеть, которая служит для доставки данных от пациента до пункта сбора данных; сервер, который осуществляет сбор, обработку и перенос данных на различные средства отображения (монитор, планшет, телефон и т.д.).

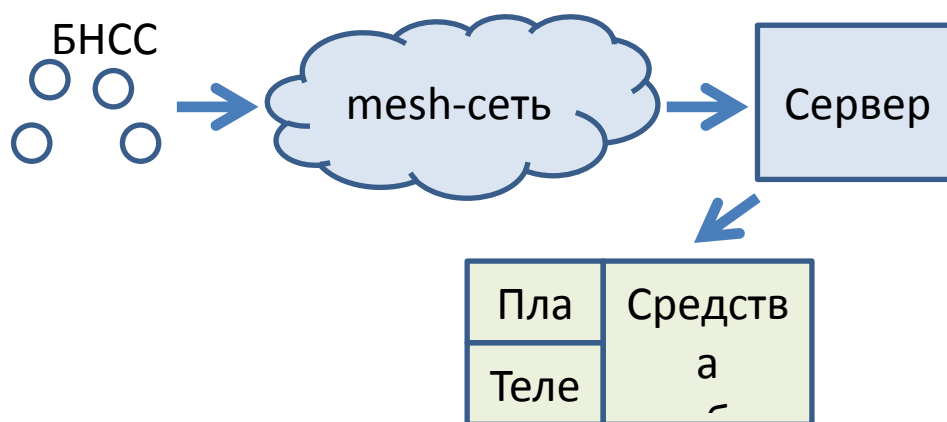


Рис. 1.2. Архитектура системы мониторинга жизненно важных показателей группы пациентов.

В ходе реального эксперимента в больнице были проведены два испытания: в первом сенсорная сеть состояла из четырёх ретрансляторов, сенсорного узла и ноутбука, который выполнял роль сервера; во втором испытании несколько сенсорных узлов располагались полукругом относительно ноутбука в центре отделения терапии (в этом случае топология сети представляет собой звезду).

В экспериментах с сетью не было обнаружено помех со стороны посторонних радиосредств, находящихся в зоне сети, включая роутеры, работающие на частоте 2.4 ГГц, СШП-метки для отслеживания местоположения внутри зданий и станция наблюдения данных телеметрии GE Apex Pro, работающая на частоте около 400 МГц.

В работе [23] описана система LOBIN по наблюдению за состоянием пациентов, позволяющая осуществлять мониторинг ЭКГ, пульса, температуры тела и других физиологических параметров тела, а также отслеживать местоположение пациентов в рамках госпиталя (с точностью до комнаты, где они находятся). Проект основан на комбинации технологий электронной одежды (e-textile) и беспроводной сенсорной сети. В работе представлена архитектура сети, описано её развёртывание и проведены первичные испытания в лабораторных условиях и в условиях кардиологического отделения одной из больниц Мадрида. На рис. 1.3 изображена архитектура системы LOBIN. Она включает в себя 4 подсистемы:

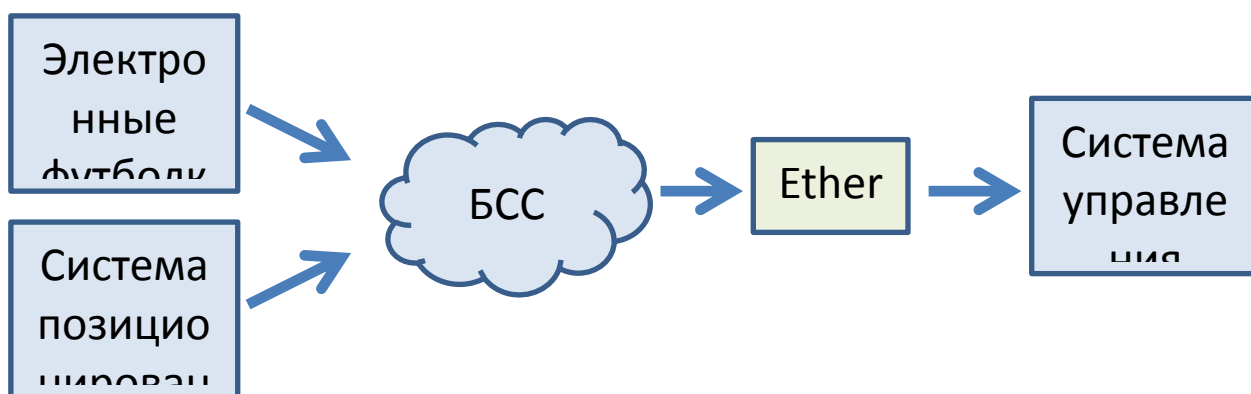


Рис. 1.3. Архитектура системы LOBIN.

1. Подсистема мониторинга параметров тела состоит из набора электронных футболок, которые надеты на пациентов. Каждая футболка снабжена WDAD устройством (wearable data-acquisition device) для сбора данных и передачи их в эфир. Модуль WDAD состоит из двух плат – платы с сенсорами и непосредственно платы приёмопередатчика (WTV, wireless transmission board, характеристики представлены в табл. 1.1). Частота снятия данных ЭКГ до 125 Гц.

2. Подсистема позиционирования состоит из инфраструктуры маяков (beacon point infrastructure), подключаемых к розетке питания и расположенных в известных позициях, и из WTV устройств, которые

находятся у пациентов и передают сигналы на маяки. По мощности сигнала, поступающего на разные маяки, определяется местоположение. Системы 1 и 2 абсолютно независимы.

3. Подсистема беспроводной сенсорной сети, состоящая из передающих устройств (Distribution Points, DP), которые представляют собой ad hoc сеть на базе стандарта 802.15.4. Данные передаются на шлюз, который затем по протоколу TCP/IP передаёт данные на систему управления. В качестве приёмопередатчиков здесь используются те же устройства WTB, которые использовались в пунктах 1 и 2. Алгоритм маршрутизации основан на алгоритме DSR.

4. Система управления, которая через Ethernet кабель подключена к шлюзу (WTB устройство с сетевым разъёмом), представляющая собой сервер, который обрабатывает, накапливает данные и обладает графическим интерфейсом, которым пользуется персонал больницы.

Были проведены эксперименты с топологией сети, отображённой на рис. 1.4а, где имеется 1 шлюз, а сенсорная сеть построена на DP-узлах (развёрнута подсистема БСС), и с топологией, представленной на рис. 1.4б, где по сути отсутствует подсистема БСС, а её место занимает Ethernet-сеть со шлюзами, на которые по радио эфиру поступают данные непосредственно от электронных футболок. Исследования показали, что БСС не справлялась с большими потоками данных (наблюдали затруднения при передаче данных более чем от шести сенсорных узлов, при этом поток данных с каждого составлял около 3.1 кбит/с), в то время как при малых потоках данных сеть работала устойчиво. В варианте с Ethernet-сетью система работала значительно стабильнее (здесь использовали четыре Ethernet-шлюза и девять сенсорных узлов), поэтому он был выбран для проведения испытаний системы в госпитале. В ходе экспериментов в госпитале было установлено, что при сборе медицинских данных сетью процент потерянных пакетов составил менее 2%, а снятые датчиками показатели соответствовали

реальным значениям, измеренным традиционными способами. При этом качество полученных ЭКГ было одобрено врачами.

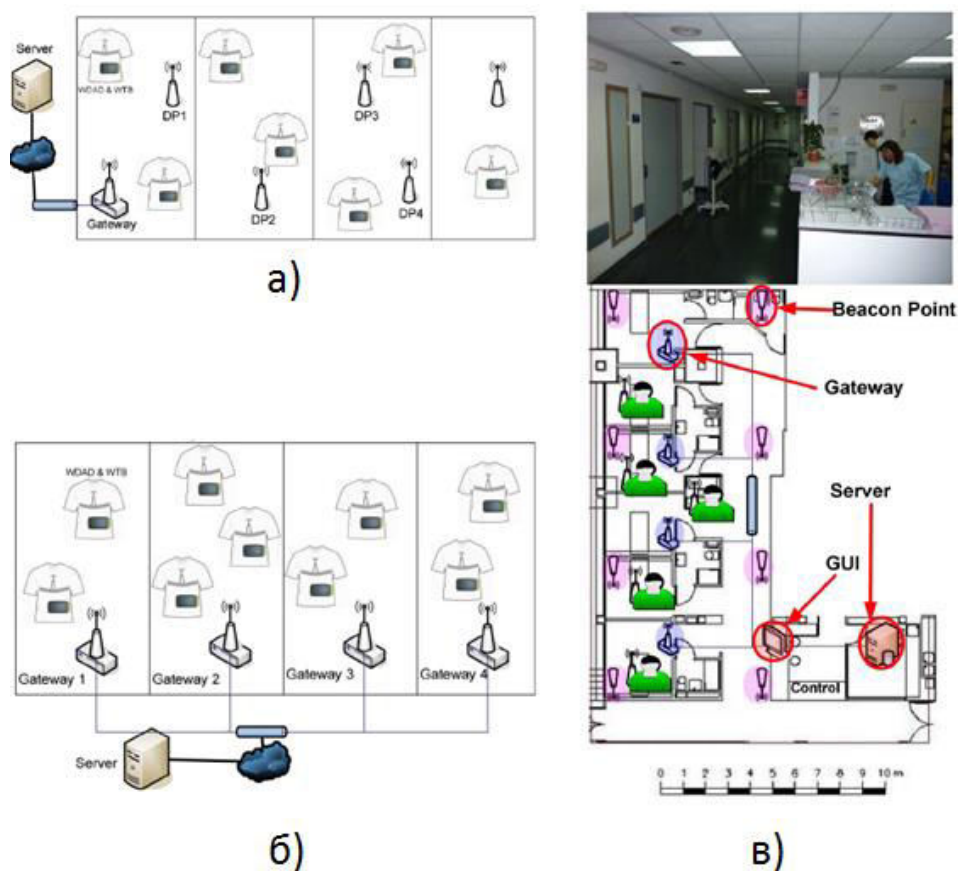


Рис. 1.4. Схема развёртывания сети на основе беспроводной сенсорной сети (устройства DP) (а), с использованием шлюзов и Ethernet-сети (б), и схема расположения устройств при проведении испытаний в реальной больнице (в).

В работе [24] представлено создание, разработка и опытное исследование системы беспроводного клинического мониторинга, которая собирает данные пульса и насыщения крови кислородом от пациентов. Основной вклад статьи состоит в глубоком (всестороннем) клиническом испытании беспроводной сенсорной сети для мониторинга пациентов в больнице. Представлен детальный анализ длительного мониторинга 41 пациентов в отделении кардиологии в течение 7 месяцев. В среднем надёжность работы сети составила 99,68%, а надёжность передачи данных от сенсоров – в среднем 80,85 % (под надёжностью сети в работе понимается доставка

данных до места сбора данных, а под надёжностью передачи от сенсоров – правильно принятые данные от сенсоров). Показано, что надёжность передачи данных от сенсоров может быть значительно повышена за счёт передачи избыточного количества данных и внедрения системы сигнализации о потере связи. Анализ полученных данных показал, что система обладает достаточным временным разрешением для детектирования ухудшения состояния пациентов.

Система мониторинга состоит из базовой станции, набора ретрансляторов (они подключены к электрическим розеткам) и узлов сети, находящихся у пациентов (они не выполняют функцию ретрансляции данных). Базовая станция собирает данные и заносит их в локальную базу данных. В качестве сенсорных узлов и ретрансляторов используются узлы TelosB, характеристики которых представлены в табл. 1.1. Для сбора данных из сети используется протокол СТР (Collection Tree Protocol).

Схема расположения устройств при прохождении клинических испытаний представлена на рис. 1.5, в испытаниях использовалось 18 ретрансляторов и 1 базовая станция. Система работала в больнице на протяжении 7 месяцев, из них полное время активной работы системы составило 41 день. За это время наблюдали в общей сложности 41 пациента. Время активной работы радиочасти составило от 0,12% до 2,09%. Данные с сенсорных узлов собирали один раз в минуту. Таким образом, поток полезных данных от одного сенсорного узла не превышал десятки байт в минуту. Анализ полученных данных показал, что система имеет достаточное временное разрешение для сбора информации, необходимой для обнаружения ухудшения состояния пациентов.



Рис. 1.5. Схема расположения ретрансляторов (обозначены кругом) и базовой станции (обозначена квадратом) в больнице при прохождении клинических испытаний.

Исследования, опубликованные в [25], являются продолжением представленных в [24], где изложены результаты экспериментов для крупномасштабных систем беспроводного клинического мониторинга. Система включает в себя портативные беспроводные измерители насыщенности крови кислородом и пульсометры, беспроводную сенсорную сеть с ретрансляторами, расположенную на различных этажах больницы, и интеграцию в медицинскую базу данных больницы. Описаны результаты 14 месячных клинических испытаний в 5 отделениях больницы такой системы. Опыт работы с системой показал её надёжность и пригодность для решения задач мониторинга жизненно важных показателей пациентов.

В работе в качестве приёмопередатчиков используются устройства TelosB (табл. 1.1). Раз в минуту данные о пульсе и насыщенности крови кислородом поступают в медицинскую базу данных. Основная задача работы – основываясь на собранных данных, обнаруживать случаи ухудшения

состояний пациентов в режиме реального времени, при этом рассматривается крупномасштабная сеть, покрывающая несколько этажей и отделений в больнице.

В 5 отделениях было размещено по 14-16 устройств (иногда устанавливались связи между сетями, расположенными на разных этажах). Ретрансляторы подсоединялись к электрическим розеткам. В работе отмечено негативное воздействие окружающей ИТ инфраструктуры на качество передаваемых данных и отмечена важность расположения базовой станции с точки зрения надёжности системы. В начале проведения испытаний только от 25% пациентов успешно доходило до базы данных более 70% пакетов с данными. Затем после расширения сети эта цифра была улучшена с 25% до 85,4%.

В статье [26] предложен дизайн беспроводной сенсорной сети, который в основном направлен на приложения, требующие малых задержек в передаче данных и повышенную надёжность. В работе представлен полный цикл создания такой системы, начиная от требований к системе и заканчивая её развёртыванием в реальной больнице. Система может быть использована в приложениях, связанных с безопасностью, когда человек имеет возможность отправить тревожный сигнал в случае опасности. В настоящий момент система находится на испытании в больнице.

Предлагаемая беспроводная сенсорная сеть состоит из 3 типов различных устройств: узел сбора данных, ретранслятор и сенсорный узел (располагающийся непосредственно у пациента). Данные от сенсорных узлов распространяются по сети через ретрансляторы (возможно несколько передач от ретранслятора к ретранслятору) и, дойдя до узлов сбора данных, передаются далее на сервер, где происходит накопление и обработка данных. Передача данных от сенсорных узлов осуществляется с подтверждениями о том, что данные были приняты. В сети используется частотное разделение для каналов, передающих служебную информацию, и для каналов, транслирующих данные.



Маршруты передачи данных в сети выстраиваются в соответствии с критерием наиболее близко расположенного узла сбора данных (в смысле минимального количества ретрансляций до него). Маршрутизация пакетов основана на хранении локальной информации на каждом ретрансляторе о его собственной стоимости, стоимости передачи данных до соседних узлов и стоимости маршрута, предлагаемого соседними узлами. Для следующей ретрансляции выбирается тот узел, суммарная стоимость трёх компонент для которого будет минимальной. Подсчёт стоимости основан на времени доступа до узла и его надёжности. Периодически ретрансляторы обмениваются между собой информацией о своих соседях по служебным каналам.

В качестве приемопередатчика использовалась платформа Nordic Semiconductor nRF24L01 (характеристики представлены в табл. 1.1, приёмопередатчики были настроены на скорость 0.5 Мбит/с). К сенсорным узлам могут быть подключены различные типы датчиков: температура, освещённость, влажность, акселерометр, влажность почвы, уровень CO<sub>2</sub>, звуковое давление, поток воздуха, электрические измерения (ток, напряжение, сопротивление, мощность), датчики движения. Исследуется возможность включения ЭКГ.

В работе проводились многочисленные измерения статистики задержек при передаче сигнала, энергопотребления, локализации.

Описаны эксперименты в офисе и в больнице (в больнице располагалось 9 узлов сбора данных, 41 ретранслятор и 12 сенсорных узлов).

При проведении испытаний в больнице устройства располагались, как показано на рис. 1.6.

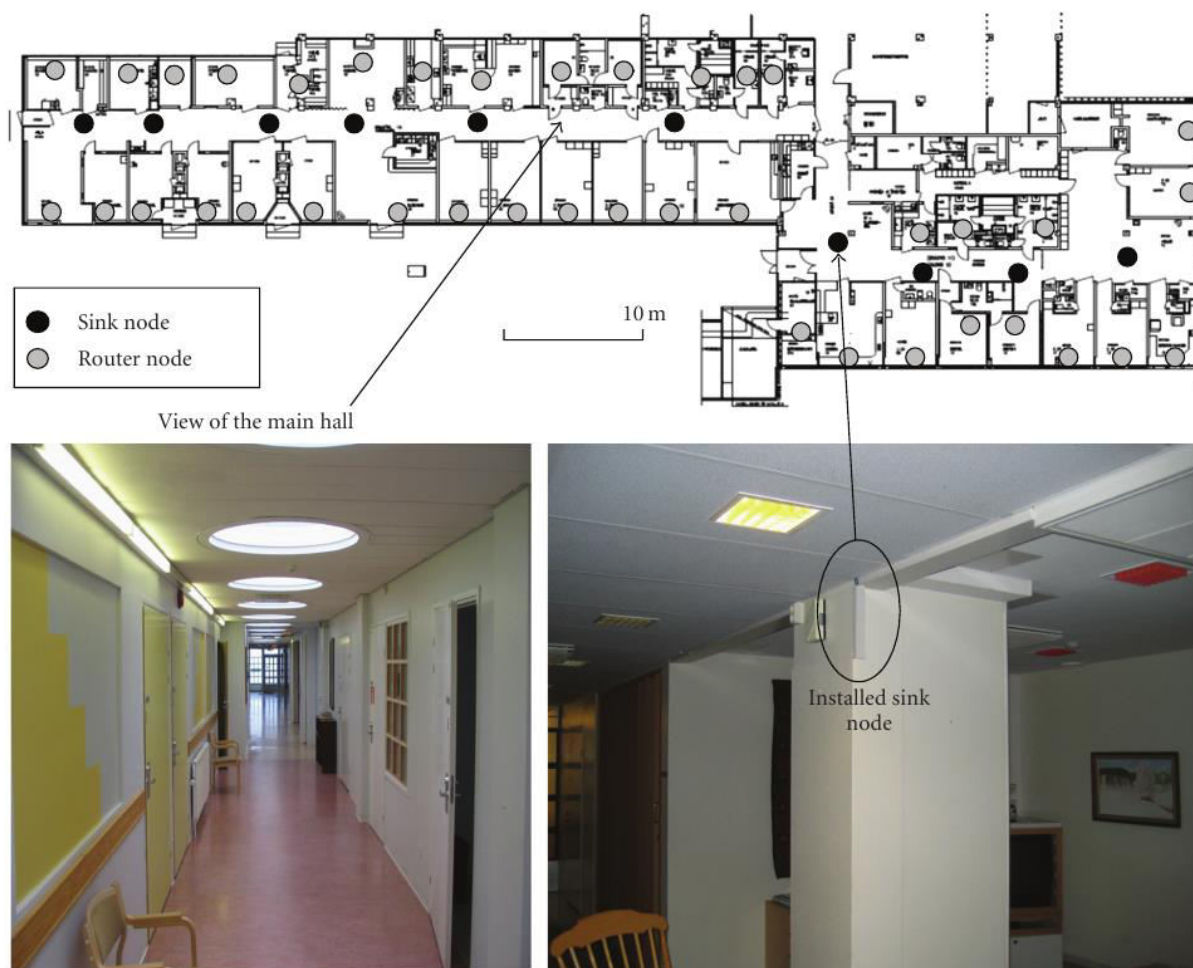


Рис. 1.6. Схема расположения устройств при проведении испытаний в больнице.

Основные результаты испытаний следующие: 97% пакетов было передано с задержкой менее 3.2 с (при этом все сигналы тревоги были успешно переданы по сети), потребление сенсорных узлов варьировалось от 0.55 мВт до 4.5 мВт, потребление ретрансляторов в среднем составило 70 мВт.

Проведенный анализ литературы показывает, что работы, связанные с применением и исследованием БСС, являются актуальными в современной медицине. В экспериментальных БСС медицинского назначения использовались различные топологии сети: «точка-точка», «цепочка», «звезда», «дерево», «ячеистая сеть». Приёмопередатчики располагались на расстояниях от 2 до 30 м друг от друга (преимущественно на расстояниях до

10 м в топологиях «дерево» и «ячеистая сеть»). Одной из проблем, ограничивающих эффективность медицинских БСС на основе стандартных узкополосных средств беспроводной связи, оказывается скорость передачи данных. При работе с небольшими потоками данных (до 1-2 кбит/с на сенсорном узле), и числе узлов менее 10, сбоев при передаче информации не наблюдалось. Когда же проводились эксперименты с более высокими потоками данных (более 3 кбит/с на сенсорный узел), при количестве узлов более 7-10, сети переставали работать стабильно.

Другие проблемы, связанные с использованием БСС на основе узкополосных сигналов в системах автоматизированного мониторинга состояния пациентов, затрагивают вопросы электромагнитной совместимости с электронной медицинской аппаратурой, обеспечения надёжной передачи данных, экологической безопасности, конфиденциальности собираемых и передаваемых данных.

Беспроводные сенсорные сети медицинского назначения, рассмотренные в этой части работы, представляют собой крупномасштабные сети с дальностью связи между узлами до нескольких десятков метров (далее будем называть их магистральными сетями), позволяющие осуществить сбор полезных данных от множества пациентов, находящихся под наблюдением врачей. Развитие технологии (в первую очередь, в области миниатюризации электронных компонентов и технологии производства) и исследование вопросов применения беспроводных средств связи в медицине привели к образованию нового класса сенсорных сетей – беспроводных нательных сетей (БНС). Эти сети, в отличие от вышеупомянутых, имеют меньший радиус действия (несколько метров), задачей которых является сбор данных от одного пациента, у которого находятся несколько различных датчиков, входящих в состав БНС. При этом система мониторинга пациентов, разворачиваемая в больнице, может включать в себя как магистральные сети, так и нательные сети.

Далее будет подробнее рассмотрен класс беспроводных нательных сетей.

### 1.3. Беспроводные нательные сети

В общем случае беспроводные нательные сенсорные сети представляют собой систему разнородных устройств, расположенных в непосредственной окрестности или внутри тела пользователя и взаимодействующих между собой и с центральным координирующим узлом посредством беспроводной связи, для получения полезного эффекта для потребителя.

Устройства в нательной сети можно разделить на сенсорные узлы, актуаторные узлы и персональные устройства.

*Беспроводный сенсорный узел* - устройство, которое реагирует на определенный физический (химический) процесс, собирает данные, при необходимости обрабатывает их и передает беспроводным образом. Сенсорный узел состоит из нескольких компонентов: собственно датчика, блока питания, процессора, памяти, передатчика или приемопередатчика.

*Беспроводный актуаторный узел* - устройство, которое воздействует на тело в соответствии с данными, получаемыми от сенсоров или через взаимодействие с пользователем. Компоненты актуаторного узла сходны с компонентами сенсорного узла. Он содержит собственно актуатор (т.е. прибор для медицинского применения, включающий емкость для хранения медицинского препарата), блок питания, процессор, память, передатчик или приемопередатчик.

*Беспроводные персональные устройства (ПУ)* - устройство, которое собирает всю информацию, полученную от датчиков и исполнительных механизмов (актуаторов), и информирует пользователя (т. е. пациента, медсестру, врача и т.д.) при помощи внешнего шлюза, привода или дисплея светодиодов на приборе. Компоненты ПУ: блок питания, (большой) процессор, память и приемопередатчик. Это устройство называют также блоком контроля тела (Body Control Unit - BCU) [27], шлюзом тела или

стоком. В некоторых реализациях в качестве ПУ используется персональный личный цифровой помощник (Personal digital assistant (PDA)) или смартфон.

Датчики и актуаторы в общем случае могут иметь как медицинское, так и не медицинское назначение.

Сети внутри тела применяют для мониторинга и включают программы изменений для пейсмейкеров и имплантируемых сердечных дефибрилляторов, контроля функций мочевого пузыря и реабилитации движения конечностей [28]. На теле человека используют мониторинг ЭКГ, давления крови, температуры и дыхания. При использовании БНС пациенты обладают значительной физической мобильностью и в меньшей степени привязаны к больнице.

К немедицинским применениям относятся мониторинг забытых вещей, создание социальных сетей, спортивные и фитнес-развлечения, специальные (контроль состояния летчиков, пожарных, сотрудников МЧС и др.) и военные (снижение усталости солдат и повышение боеготовности).

В БНС могут использоваться сенсоры и актуаторы многих типов. В дальнейшем термин узлы будет относиться как к сенсорам, так и к актуаторам.

Число узлов в БНС ограничено назначением сети; предполагают, что оно может достигать 20-50 [28-30].

*Скорость передачи.* В связи с неоднородностью приложений скорость передачи данных в БНС может сильно меняться. Типичные скорости передачи данных для разных типов узлов приведены в табл. 1.2. Можно заметить, что они невелики. Однако если в БНС задействовано несколько устройств (т.е. несколько датчиков движения, сенсоры ЭКГ, ЭМГ, глюкозы и т.д.), то агрегированная скорость передачи данных легко достигает нескольких Мбит/с, что выше, чем физическая скорость передачи данных в большей части беспроводных технологий передачи данных малой мощности.

Таблица 1.2. Скорости передачи данных для различных типов датчиков.

Типы узлов	Скорость передачи	Полоса частот	Число разрядов АЦП-датчика
ЭКГ (12 электродов)	288 кбит/с	100...1000 Гц	12 бит
ЭКГ (6 электродов)	71 кбит/с	100...500 Гц	12 бит
ЭМГ	320 кбит/с	0...10,000 Гц	16 бит
ЭЭГ (12 электродов)	43.2 кбит/с	0...150 Гц	12 бит
Насыщение крови	16 кбит/с	0...1 Гц	8 бит
Контролирование глюкозы	1600 бит/с	0...50 Гц	16 бит
Температура	120 бит/с	0...1 Гц	8 бит
Датчик движения	35 бит/с	0...500 Гц	12 бит
Кохлеарный имплант	100 кбит/с	-	-
Искусственная сетчатка глаза	50...700 кбит/с	-	-
Звук	1 Мбит/с	-	-
Голос	50...100 кбит/с	-	-

Надежность передачи данных определяется вероятностью ошибки на бит передаваемой информации (Bit Error Rate (BER)), которая пересчитывается в вероятность ошибки на пакет (Packet Error Rate (PER)) и используется для определения числа потерянных пакетов. Для медицинского устройства требуемые надежности меняются в зависимости от скорости передачи данных. Устройства с низкой скоростью передачи данных могут справиться с высоким BER (например,  $10^{-4}$ ), в то время как для устройства с более высокой скоростью передачи данных требуются более низкие BER (например,  $10^{-8}$  ...  $10^{-10}$ ). Необходимые значения BER также зависят от критичности данных.

*Потребляемая мощность.* Потребляемая сенсорным узлом мощность может быть разделена на три части: потребление датчика, (беспроводная) связь и обработка данных [31]. Предполагается, что наибольшее потребление мощности происходит при беспроводной связи. Мощность, доступная в узлах, часто ограничена. В большинстве случаев размер батареи и ее вес являются определяющими для размера и веса всего устройства. В некоторых приложениях узел должен работать в течение нескольких месяцев и даже лет без вмешательства человека. Например, для работы кардиостимулятора или мониторинга глюкозы необходим жизненный цикл батареи более пяти лет.

Время жизни батареи особенно критично для имплантированных устройств. Необходимость замены или подзарядки увеличивает стоимость и снижает удобство использования не только малогабаритных имплантируемых устройств, но и более крупных приборов.

*Качество обслуживания и надежность.* Надлежащее качество обслуживания (Quality of Services - QoS) является важной характеристикой при управлении рисками в медицинских приложениях. Критически важным вопросом является обеспечение такой надежности передачи, которая гарантирует, что полученные в результате мониторинга данные приняты специалистами правильно. Кроме того, сообщения должны быть доставлены в разумные сроки. Надежность сети непосредственно влияет на качество мониторинга пациента. Незамеченное, представляющее угрозу для жизни событие может оказаться фатальным [32].

*Удобство использования.* Предполагается, что разрабатываемые проекты БНС в большинстве случаев будут использоваться либо самими пациентами, либо медицинским персоналом, а не инженерами ИКТ. Следовательно, сеть должна быть способной конфигурировать и поддерживать себя автоматически, т.е. осуществлять поддержку самоорганизации и самообслуживания. Каждый раз, когда узел кладут на тело и включают, он должен быть в состоянии присоединиться к сети и настроить маршруты передачи информации без внешнего вмешательства. Аспект самоорганизации также содержит проблему адресации узлов. Адрес может быть сконфигурирован во время производства (например, MAC-адрес), либо во время установки в самой сети. Далее сеть должна обладать способностью быстрой реконфигурации для добавления новых узлов. При выходе маршрута из строя должен быть создан резервный путь. Устройства могут быть разбросаны по всему телу. Точное местоположение устройства будет зависеть от приложения. Например, датчик сердца должен быть размещен в районе сердца, сенсор температуры может быть размещен практически в любом месте. Исследователи могут иметь разное мнение об идеальных

местах размещения на теле для некоторых сенсорных узлов (например, датчиков движения), поэтому интерпретации измеренных данных не всегда совпадают [33].

Сеть не должна рассматриваться как статическая. Тело может быть в движении (например, ходьба, бег, наклоны и т.д.), которое вносит эффекты замирания и затенения.

Узлы должны иметь малые размеры, совместимые с носимыми и имплантированными приложениями. Это делает БНС невидимой и удобной.

Накопленный в начале 2000-х годов опыт разработки и применения беспроводных средств связи, предназначенных для работы с телом человека, обусловил создание стандартной модели БНС, которая будет использоваться как для медицинских, так и для потребительских приложений.

В 2007-м году Комитет IEEE 802 образовал Целевую Группу, названную IEEE 802.15.6 для стандартизации БНС [34]. Задача Группы заключалась в упорядочении уже имеющихся решений и определении новых физического уровня (частотных диапазонов) и уровня доступа к среде (MAC-уровня) для БНС.

#### **1.4. Стандартизация**

Стандарту IEEE 802.15.6 предшествовала разработка ряда существующих в настоящее время и широко используемых стандартов беспроводной связи. Наиболее значимыми из них являются IEEE 802.11 (WLAN), IEEE 802.15 (WPAN), содержащий стандарты IEEE 802.15.1 (Bluetooth), IEEE 802.15.4 (ZigBee) и др.

Первый черновой вариант стандарта IEEE 802.15.6 был опубликован исследовательской группой в мае 2010 г. Окончательная версия стандарта вышла 29 февраля 2012 г. [5]. Рассмотрим концепцию стандарта, базируясь на документах, подготовленных в процессе его разработки.



Для того чтобы понять причины необходимости создания нового стандарта, проведем сравнение основных характеристик сетей в предшествующих стандартах локальной и персональной связи общего назначения и характеристик БНС нового стандарта.

Стандарт IEEE 802.11 представляет собой группу стандартов для локальных беспроводных сетей (ЛБС) - Wireless Local Area Networks (WLAN или Wi-Fi). Она содержит разные варианты, такие как IEEE 802.11/a/b/g/n. ЛБС главным образом используют в компьютерах или портативных устройствах и соединяют их с беспроводной коммуникационной средой. В соответствии с областями применения при создании базовой версии стандарта и последующих модификаций в группе стандартов не уделяли большого внимания энергосбережению и ограничениям сложности устройств и программного обеспечения. По этим причинам он мало пригоден для задач, которые должны решать БНС.

Группы стандартов IEEE 802.15 сфокусированы на малых расстояниях передачи, невысокой сложности, низкой стоимости и малой потребляемой мощности. Они в основном предназначены для беспроводных персональных сетей (БПС) - Wireless Personal Area Networks (WPAN). Этот стандарт содержит IEEE 802.15.1 (Bluetooth), IEEE 802.15.4 (ZigBee) и IEEE 802.15.4a. Упомянутые группы используются в медицинской практике. Кроме того, в последнее время разработаны их соответствующие специальные медицинские варианты. При системном сопоставлении их характеристик с требованиями к БНС выявлен ряд принципиальных отличий.

Рассмотрим в качестве примера систему ZigBee. Устройства ZigBee автономно работают более продолжительное время по сравнению с устройствами Bluetooth, поскольку они требуют меньшего потребления энергии. Обычно приложения ZigBee требуют меньших скоростей передачи, тогда как приложения Bluetooth предназначены в основном для передачи данных на относительно высоких скоростях. Кроме того, устройства ZigBee могут значительно быстрее подсоединяться в сеть. Таким образом, они

имеют ряд свойств, необходимых для БНС. Однако при сравнении характеристик устройств стандарта IEEE 802.15.4 с требованиями для БНС видна их функциональная недостаточность (см. табл. 1.3).

Таблица 1.3. Характеристики устройств, соответствующих стандартам IEEE 802.15.6 и IEEE 802.15.4

Характеристики стандартов	Стандарт IEEE 802.15.6	Стандарт IEEE 802.15.4
Поддерживаемые приложения	Медицинские, игровые, развлекательные, спортивные и др.	Домашние, освещение, промышленная автоматизация и др.
Дальность	2 ... 5 м в помещении	10 ... 100 м в свободном пространстве 5 ... 30 м в помещении
Скорость передачи данных	1 кбит/с ... 10 Мбит/с	20, 40, 250 кбит/с
Потребляемая мощность	0,01 мВт – спящий режим 40 мВт – активный при скорости передачи 500 Кбит/сек	135 ... 150 мВт скорость 250 бит/с (модули XBee)
Излучаемая мощность	25 мкВт (-16 дБм)	1 мВт (0 дБм)
Размер сети	Умеренный, до 256 узлов	Большой, до 65000 узлов
Безопасность, комфортность по биологическим параметрам	Да	Нет

Так, при сравнении стандартов IEEE 802.15.4 и IEEE 802.15.6 видно, что они используются в разной рабочей среде. Беспроводные нательные сети предназначены для более коротких расстояний, но более высоких скоростей передачи данных. БНС должны очень мало потреблять энергии в спящем режиме (stand-by mode), а также иметь меньшую мощность излучения в активной моде по сравнению с ZigBee. Это обеспечивает устройствам БНС длительный срок автономной службы и их рабочие характеристики.

Специфика применения БНС не требует очень больших размеров сети, но они должны отвечать требованиям безопасности и быть комфортными по биологическим параметрам, поскольку рабочая среда связана с телом человека. Излучаемая мощность радиосредств БНС в соответствии с медицинскими требованиями значительно ниже, чем у стандартных средств Bluetooth и ZigBee.

Беспроводные нательные сети стандарта IEEE 802.15.6 являются системами радиосвязи малого радиуса действия, предназначенными для работы в окрестности или внутри тела человека (но не ограничивающимися этим). Они используют существующие ISM-полосы частот, нелицензируемую полосу частот для сверхширокополосной (СШП) связи, а также полосы частот, принятые национальными медицинскими и/или регулирующими органами. Поддержка качества обслуживания (QoS), чрезвычайно малое потребление и скорости передачи до 10 Мбит/с необходимы в них, чтобы обеспечить отсутствие интерференции с устройствами других типов.

В БНС стандарта IEEE 802.15.6 различают три типа узлов.

1. Имплантированные узлы – узлы, которые помещены внутрь тела человека. Они могут быть размещены непосредственно под кожей или значительно глубже внутри тела.

2. Поверхностные узлы – узлы, которые расположены на поверхности тела или на расстоянии от него до 2 см.

3. Внешние узлы – узлы, которые не контактируют с кожей человека и расположены вне тела на расстоянии от нескольких сантиметров до 5 м.

При коммуникациях по поверхности тела расстояние между передающим и приемным узлами определяется как расстояние по дуге минимальной длины, проходящей по поверхности тела и соединяющей передатчик и приемник, а не как непосредственное расстояние между этими устройствами [2]. Это позволяет рассматривать для связи поверхностные огибающие тело волны. Для внешнего коммуникационного узла расстояние между

передатчиком и приемником рассматривается как длина прямой линии, соединяющей поверхностный узел с внешним узлом, Это расстояние может достигать 3 - 5 м.

Ограничение по максимуму излучаемой мощности для медицинских приборов, располагаемых на теле, определяется национальным и международным регулированием [20].

Ограничение по максимальной мощности для MICS (Medical Implant Communication Service) составляет в Европе (решение ETSI - European Telecommunication Standards Institutes) 25 мкВт ERP (Effective Radiated Power); в США (решение FCC & ITU – R) 25 мкВт EIRP (Effective Isotropically Radiated Power), что на 2.2 дБ ниже, чем ERP-уровень.

Заметим, что предельное значение мощности 25 мкВт относится к уровню сигнала вне тела человека (общей излучающей системы), что позволяет иметь для имплантированных узлов несколько большее значение уровня мощности с учетом потерь в теле.

При построении БНС на основе СШП сигналов рассматриваются четыре сценария работы: «поверхность тела – поверхность тела» при наличии прямого луча, «поверхность тела – поверхность тела» при отсутствии прямого луча, «поверхность тела – внешний узел» при наличии прямого луча, «поверхность тела – внешний узел» при отсутствии прямого луча.

Сверхширокополосный физический уровень действует в двух полосах частот: нижней и верхней. Полосы делятся на каналы, ширина каждого около 500 МГц. Нижняя полоса содержит три канала (1-3). Второй канал имеет центральную частоту 4000 МГц и рассматривается как основной канал. Верхняя полоса содержит восемь каналов (4-11), где седьмой канал с центральной частотой около 8000 МГц рассматривается как основной, а остальные - как опциональные. Типичное СШП-устройство должно поддерживать, как минимум, один из основных каналов. Физический уровень СШП-приемопередатчика должен иметь невысокую сложность реализации и

генерировать сигнал того же уровня мощности, как и используемый в полосе MICS.

Беспроводные нательные сети стандарта IEEE 802.15.6 предназначены для постоянного мониторинга жизненно важной информации пациента с целью диагностики и подготовки рекомендаций.

Трафик БНС в общем случае очень разнороден и подразделяется по категориям на следующие трафики: по запросу, аварийный и нормальный.

*Трафик по запросу.* Такой трафик инициируется координатором или врачом для получения информации в основном для диагностических целей. Он в свою очередь делится на непрерывный (в случае хирургических событий) и дискретный (когда информация требуется от случая к случаю).

*Аварийный трафик.* Этот трафик инициируется узлами, когда показания датчиков преодолевают определенный порог и требуется принятие решения меньше чем за секунду. Этот вид трафика не генерируется через регулярные интервалы и в общем случае непредсказуем.

*Нормальный трафик.* Это трафик в нормальных условиях при отсутствии критических событий и событий запросов. Он содержит комфортный рутинный мониторинг состояния пациента и наблюдение таких нарушений здоровья, как болезни желудочно-кишечного тракта, неврологические нарушения, обнаружение рака, период реабилитации и наиболее опасные болезни сердца.

## **1.5. Выводы**

В данной главе рассмотрено состояние вопроса, касающегося развития беспроводных сенсорных сетей. В частности, уделено внимание беспроводным сенсорным сетям медицинского назначения. Проведенный анализ литературы показывает, что работы, связанные с применением и исследованием БСС, являются актуальными в современной медицине. Однако при применении традиционных узкополосных средств связи могут

возникать проблемы, связанные с пропускной способностью сети, вопросами электромагнитной совместимости с электронной медицинской аппаратурой, обеспечением надёжной передачи данных, экологической безопасности, конфиденциальности собираемых и передаваемых данных.

Помимо магистральных сетей, обеспечивающих доставку информации по всему медицинскому учреждению, также развивается направление беспроводных нательных сетей, для которых был специально разработан стандарт IEEE 802.15.6. Разработка и принятие этого стандарта для физического уровня персональных бытовых и медицинских сенсорных сетей были призваны разрешить вышеупомянутые проблемы. Важная роль в новом стандарте отводится беспроводным СШП средствам связи на основе хаотических радиоимпульсов.

Перспективные беспроводные сенсорные сети медицинского назначения должны решать задачу как локального сбора информации (т.е. решать задачи беспроводных нательных сетей), так и обеспечивать магистральную доставку этой информации по медицинскому учреждению в целом. Именно в такой постановке и с такими требованиями рассматриваются вопросы построения БСС и их исследования в данной работе.

Одна из проблем, которая должна быть исследована при таком подходе, связана с условиями распространения сверхширокополосных хаотических радиоимпульсов в среде медицинского учреждения, включая распространение около тела пациента, влияние локального медицинского оборудования (кровать и прикроватное пространство) и распространение в помещениях и между помещениями.

Исследованию этих вопросов посвящена следующая глава.

## **Глава 2. Распространение СШП хаотических радиоимпульсов в условиях медицинского учреждения**

### **2.1. Введение**

При решении задачи создания БСС медицинского назначения необходимо предварительно исследовать вопросы, связанные с распространением СШП хаотических радиоимпульсов (в дальнейшем будет разрабатываться БСС именно на этом типе сигналов) в типичных условиях среды медицинского учреждения.

При проектировании магистральной сети в медицинском учреждении, зона покрытия которой распространяется на всё здание, необходимо обеспечить радиосвязь между различными помещениями медицинского учреждения. При этом в развёртываемой сети появятся маршруты передачи данных, на пути которых будут располагаться стены, разделяющие помещения. Поэтому при проектировании системы радиосвязи необходимо принимать в расчет поглощение радиоволн на выбранной частоте в стене здания. Поглощение радиоволн происходит и в других элементах здания (двери, окна, деревянные перегородки), однако на частотах до 10 ГГц ослабление сигнала в них не превышает 3–5 дБ, что существенно меньше, чем в стенах и межэтажных перекрытиях. Если система спроектирована с учетом прохождения сигнала через стену или межэтажное перекрытие, она будет заведомо работоспособна при прохождении радиосигнала через окна и двери.

В состав беспроводной сенсорной сети медицинского назначения могут входить, как упоминалось выше, беспроводные нательные сети. При создании таких сетей необходимо исследовать влияние присутствия тела человека на распространение радиосигнала как с точки зрения обеспечения безопасности для человека (вопросы мощности излучения сигнала), так и с

точки зрения обеспечения необходимой дальности передачи сигнала.

Помимо этого, предлагается исследовать вопрос распространения радиосигнала в наиболее тяжёлых условиях – в прикроватной области пациента, где могут располагаться металлические предметы, сильно влияющие на распространение радиосигнала.

Таким образом, будут даны оценки затухания СШП хаотических радиоимпульсов в следующих сценариях распространения сигнала: распространение в помещениях и между помещений; распространение, связанное с телом человека и распространение, связанное с металлическими предметами.

Сначала исследуем распространение СШП хаотических радиоимпульсов через стены зданий с целью получения оценки ослабления СШП сигнала в «типовой» стене медицинского учреждения, под которой будем понимать кирпичную или бетонную стену толщиной 30 см.

## **2.2. Ослабление узкополосных сигналов диапазона 0,5-10 ГГц в стенах зданий.**

Основными материалами стен зданий являются кирпич (оштукатуренный), железобетон (с разной арматурой), дерево. Анализ литературы [36–45] показывает, что ослабление сигнала в сухом дереве существенно (в 3–5 раз) меньше, чем в бетоне и кирпиче. Поэтому основной интерес представляет исследование затухания сигнала в стене из бетона и кирпича.

Данные [36–44], касающиеся ослабления сигнала в строительных конструкциях и материалах, сведены в табл. 2.1. Их анализ показывает очень большой разброс значений затухания. Причина этого заключается, по-видимому, в том, что данные были получены в разных условиях.

Одним из ключевых параметров, определяющих значения электрических параметров сред (в том числе и строительных материалов), является



влажность материала. Ослабление радиоволн резко увеличивается при росте показателя влажности [45], однако данные о влажности измеряемых материалов крайне редко приводятся в литературе.

Таблица 2.1. Сводные данные по ослаблению радиосигнала в стеновых материалах

Материал	Толщина , мм	Поглощение, дБ				
		900 МГц	2.4 ГГц	3 ГГц	5 ГГц	10 ГГц
Кирпич	89	3.5	6			
Кирпич, оштукатуренный	120		5			
Кирпич	120			15		15
Кирпич, оштукатуренный	150			8		22
Кирпич	178	5				
Кирпич, оштукатуренный	240		9			
Кирпич	267	7				
Бетон	102	12				
Бетон	120		12			
Бетон, облицованный кирпичом	192	14	14			
Бетон	203	23	23			
Железобетон	203	27				
Бетон	305	35	35			
Бетон	400		14			
Бетон	457		18			
Шлакобетон	460			14,5		21
Бетон (внешняя стена)	685		53			
Капитальная стена	700			16		12
Межэтажные перекрытия дерево-бетон	одно/ два/ три		13/19/25			
Межэтажные перекрытия железобетон	одно / два		33/44			

Анализируя данные поглощения радиоволн из источников [36–44], можно заметить, что они относятся, в основном, к отдельным, активно используемым участкам спектра, таким, как нелицензируемые ISM-диапазоны или диапазоны систем сотовой связи. Данных для диапазона 3–10 ГГц, отведенного для радиосвязи на СШП сигналах, в литературе крайне мало.

Поэтому были выполнены измерения затухания радиоволн в стенах и перекрытиях зданий в широком диапазоне частот 0,5–8 ГГц методом радиопросвечивания [46]. Схема экспериментальной установки приведена на рис. 2.1. Две антенны A1 (приемная) и A2 (излучающая) располагались на расстояниях  $X_1$  и  $X_2$  по разные стороны от стены (или межэтажного перекрытия) толщиной  $t$ , а комплексный коэффициент передачи зондирующего сигнала  $S_{21W}(f)$  определялся с помощью измерителя комплексных коэффициентов передачи ROHDE & SCHWARZ Vector Network Analyzer ZVCE.

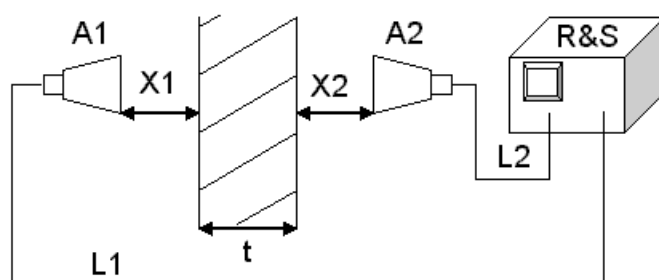


Рис. 2.1. Блок-схема измерения частотных зависимостей модуля и фазы коэффициента передачи через стены и перекрытия зданий

Затем антенны располагались на том же расстоянии  $X_{\Sigma} = X_1 + X_2 + t$  в широком проеме двери или в свободной от посторонних предметов части помещения и определялся коэффициент передачи  $S_{21FS}(f)$  в «свободном пространстве» в том же диапазоне частот. Разность этих коэффициентов, нормированная на толщину стены, определяет в первом приближении частотную зависимость погонного затухания в материале стены:

$$Q_0 \approx (S_{21W} - S_{21FS}) / t, \text{ дБ/м.} \quad (2.1)$$

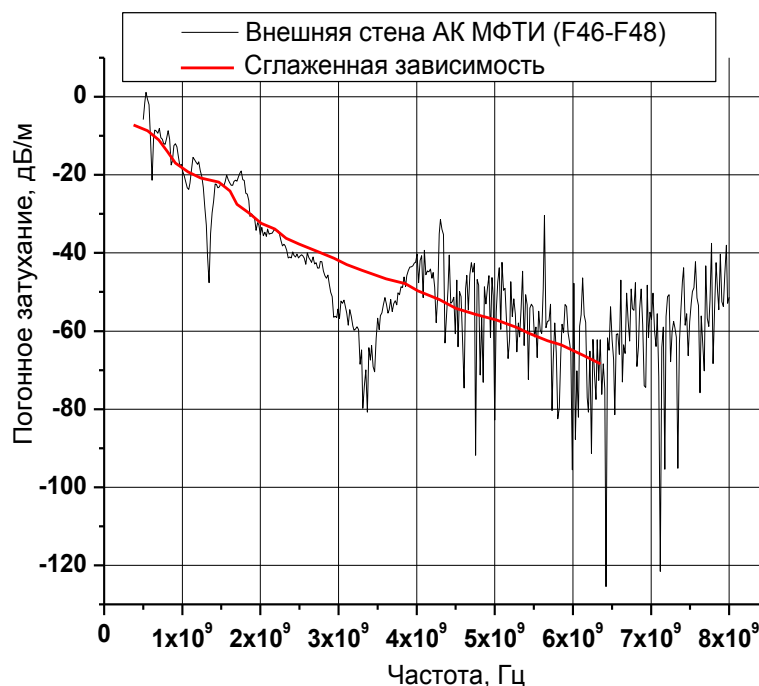
Приближенность формулы (2.1) связана с необходимостью учета отражения радиоволны от стены и рефракционного увеличения амплитуды регистрируемой прошедшей волны. Первое приводит к завышению поглощения в материале стены, а второе – к его занижению. Оба эти поправки могут быть точно учтены, если известна диэлектрическая

комплексная проницаемость материала  $\epsilon$ , которая, в свою очередь, определяется из графиков поведения фазы радиоволны при прохождении через материал стены. Измерения проводились в Аудиторном и Главном корпусах МФТИ. В эксперименте средние измеренные значения диэлектрической проницаемости стен и перекрытий составляли  $\epsilon \approx 3,5 \dots 4,0$ .

На рис. 2.2а приведена частотная зависимость погонного затухания во внутренней практически сухой кирпичной стене (влажность кирпичной кладки 2...3%) Аудиторного корпуса. Мелкомасштабные колебания функции затухания на частотах выше 3,5...4,0 ГГц обусловлены рассеянием радиоволн на неоднородностях кирпичной кладки, а также переотражениями сигнала внутри помещения с приёмной антенной.



а)



б)

Рис. 2.2. Погонное затухание (а) во внутренней и (б) во внешней кирпичной стенах здания. Красная линия – сглаженная зависимость

Последний частотный отрезок, где сглаженная функция вместо монотонного спада выходит на приблизительно постоянный уровень, указывает на другую природу мелкомасштабных осцилляций. Они в большей степени обусловлены многократными переотражениями сигнала, прошедшего через стену внутрь комнаты, от наиболее удаленных отражающих поверхностей (потолок, стены, крупная мебель и т.п.).

Погонное затухание во внешней стене этого же здания (см. рис. 2.2б) несколько выше, что связано с большей влажностью (3...5%) этой стены сравнению с внутренней стеной. Как видно из этих рисунков, на частоте 2,4 ГГц погонное затухание составляет 24 и 37 дБ/м (в пересчете на стену толщиной 30 см затухание составляет 7 и 11 дБ); на частоте 4 ГГц затухание в стене толщиной 30 см составляет соответственно 10 и 15 дБ/м.

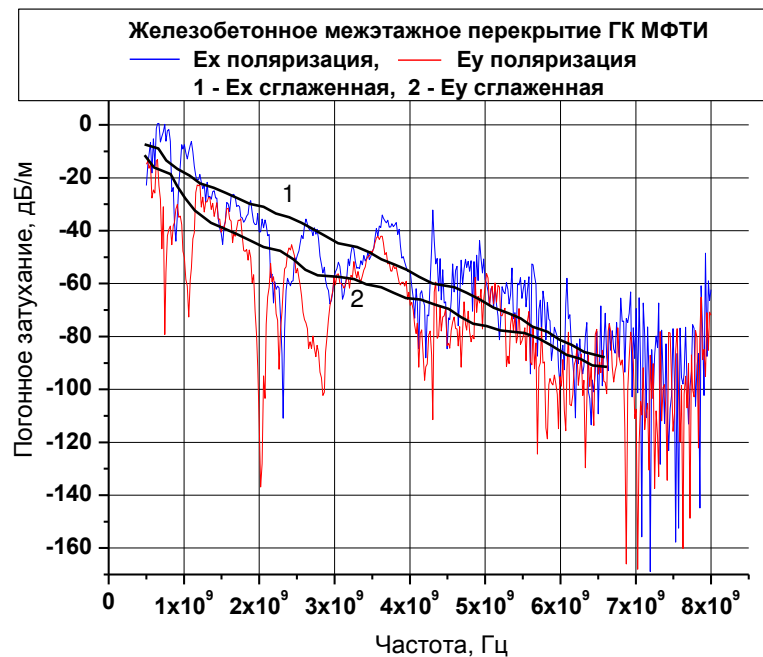


Рис. 2.3. Затухание в межэтажном перекрытии

Измерения погонного затухания железобетонного межэтажного перекрытия проведены в Главном корпусе МФТИ (рис. 2.3). Измерения выполнены для двух поляризаций:  $E_x$  – поперек силовой продольной арматуры и  $E_y$  – вдоль нее. Разница погонных затуханий до середины диапазона весьма ощутима и на отдельных частотах превышает 10 дБ. При ориентации вектора электрического поля вдоль основной силовой арматуры ( $E_y$ ) большее эффективное погонное затухание обусловлено экранированием поля. На более высоких частотах, когда половина длины волны  $\lambda/2$  становится меньше расстояния между стержнями силовой арматуры, разница погонных затуханий для разных поляризаций постепенно уменьшается. Следует также отметить заметно большую величину затухания по сравнению с кирпичной кладкой.

### 2.3. Измерение параметров поглощения СШП хаотических радиоимпульсов в стене

Были получены данные по ослаблению узкополосных сигналов диапазона 0,5-10 ГГц при их прохождении через стены зданий. Для нас же в первую очередь представляет интерес исследование вопроса затухания сигнала при прохождении через стену для СШП хаотических радиоимпульсов и сравнение полученных результатов с данными для узкополосных сигналов, т.к. именно такой тип сигнала будет использоваться в дальнейшем для создания БСС медицинского назначения.

Измерения проводились при использовании прямохаотических СШП приемопередатчиков. Сигнал этих приемопередатчиков представляет собой СШП хаотические радиоимпульсы длительностью 50-100 нс диапазона 3–5 ГГц (далее в работе под СШП сигналом будут пониматься такие радиоимпульсы). Приемник реализован на логарифмическом детекторе, в котором напряжение на выходе детектора  $V_{out}$  пропорционально логарифму мощности входного сигнала  $P_{in}$ , т.е.

$$V_{out} = S \log(P_{in}). \quad (2.2)$$

Коэффициент пропорциональности  $S$  - крутизна детектора. В экспериментах использован логарифмический детектор AD8317, имеющий крутизну  $S = 22$  мВ/дБ [47]. Антенны передатчика и приемника ненаправленные.

Измерения проводились в конференц-зале Института радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН. Стена между конференц-залом и коридором имеет толщину  $t = 64$  см. В нескольких местах стены имеются выборки, в которых толщина стены составляет  $t = 34$  см.

Передатчик располагался в конференц-зале, приемник по другую сторону стены в коридоре шириной около 3 м. Измерялось напряжение на выходе

логарифмического детектора приемника  $V_{out\_W}$ . Затем приемник и передатчик располагались на таком же расстоянии в конференц-зале (выполняющем роль «свободного пространства»), и замерялось напряжение на выходе логарифмического детектора  $V_{out\_FS}$ . Ослабление сигнала в стене оценивалось по формуле

$$Q = \frac{(V_{out\_FS} - V_{out\_W})}{St}, \text{ дБ/м.} \quad (2.3)$$

Амплитуда хаотических радиоимпульсов оценивалась при помощи цифрового осциллографа Tektronix DPO-4054. Точность описанной схемы измерений составляет около 1 дБ.

Измерялось ослабление сигнала в кирпичных стенах толщиной  $t = 34$  и  $64$  см. Для каждой стены измерения проводились в трех различных положениях (см. рис. 2.4):

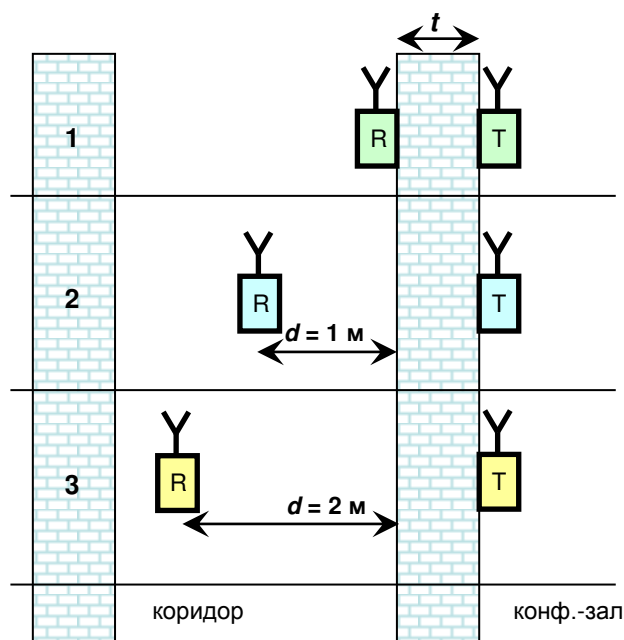


Рис. 2.4. Схема расположения передатчиков (Т) и приемников (R) в эксперименте по измерению ослабления СШП сигналов

- Передатчик и приемник прижаты к стене.
- Передатчик прижат к стене, приемник находится за стеной на расстоянии 1 м от передатчика.
- Передатчик прижат к стене, приемник находится за стеной на расстоянии 2 м от передатчика.

При анализе результатов эксперимента необходимо принимать во внимание отражение СШП сигнала на стены при нормальном падении радиоволны и «фокусировку» волнового потока вследствие рефракции. При падении радиоволны на поверхность раздела двух сред с различными показателями преломления часть волны отражается обратно. Коэффициенты отражения  $S_{11}$  и прохождения  $S_{21}$  (по мощности) определяются формулами

$$S_{11} = \left( \frac{n_2 - n_1}{n_2 + n_1} \right)^2, \quad S_{21} = \frac{4n_2 n_1}{(n_2 + n_1)^2}, \quad (2.4)$$

где  $n_1, n_2$  – показатели преломления сред [48]. В диапазоне частот 3–5 ГГц действительная часть диэлектрической проницаемости кирпича и бетона меняется слабо и составляет  $\epsilon \approx 3,5 - 4,0$ , поэтому при расчетах можно брать  $n_1 = 1$  (воздух),  $n_2 = 1,9 - 2$  (стена), тогда от стены отражается примерно 10% сигнала. Неучёт этого эффекта приводит к завышению значения ослабления  $Q$  примерно на 0,5 дБ.

Второй фактор – «фокусировка» радиоволны вследствие рефракции, приводит к занижению величины поглощения, как поясняется на рис. 2.5. Сферическая радиоволна, распространяющаяся из точки  $O_1$ , при переходе из среды с показателем преломления  $n_1$  в среду с показателем  $n_2$  и снова в среду с показателем  $n_1$  «прижимается» к оси  $O_1 O_2$ .



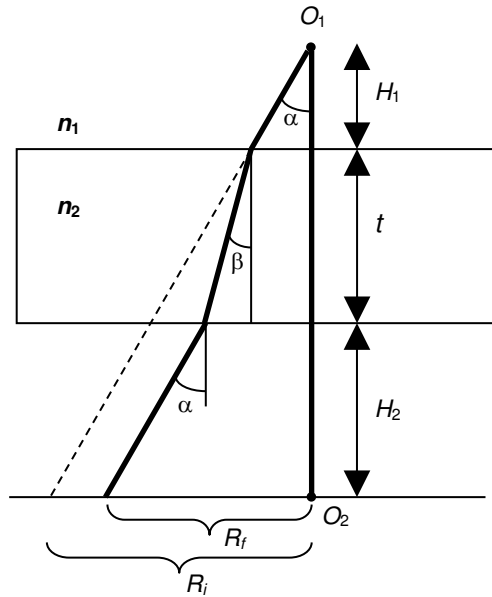


Рис. 2.5. Сужение («фокусировка») радиоволны при прохождении через стену

Пусть приемник располагается в точке  $O_2$ . Если бы стены не было, то радиус конуса с углом раскрытия  $\alpha$  с вершиной в точке  $O_1$  на расстоянии  $(H_1+t+H_2)$  составлял бы  $R_i$ . При наличии стены с  $n_2 \neq n_1$  радиус конуса составит  $R_f$ . Таким образом, в первом приближении, энергия передатчика в этом конусе в первом случае распределяется на площади  $S_i = \pi R_i^2$ , а во втором случае – на площади  $S_f = \pi R_f^2$ . Тогда относительное усиление сигнала в приемнике (при отсутствии поглощения в стене) составит

$$M = \left( \frac{R_i}{R_f} \right)^2 = \frac{(H_1 + t + H_2) \operatorname{tg} \alpha}{H_1 \cdot \operatorname{tg} \alpha + t \cdot \operatorname{tg} \beta + H_2 \cdot \operatorname{tg} \alpha} = \frac{H_1 + H_2 + t}{H_1 + H_2 + t \cdot \operatorname{tg} \beta / \operatorname{tg} \alpha}, \quad (2.5)$$

где  $\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{n_2}{n_1}$ . Вдоль оси  $O_1 O_2$  ( $\alpha \approx 0$ ) усиление составляет

$$M \approx \frac{H_1 + H_2 + t}{H_1 + H_2 + t/n_2}. \quad (2.6)$$

Усиление вследствие рефракции максимально, если приёмник и передатчик прижаты к стене ( $H_1 = H_2 = 0$ ),  $M \approx n_2 = 2$  (3 дБ). С увеличением расстояния приёмника и передатчика до стены этот эффект быстро уменьшается.

С учетом рассмотренных факторов, результаты измерений поглощения  $Q$  в положениях 1–3 составили:

- 1)  $Q \approx 2,5 \pm 1$  дБ;
- 2) Стена 34 см  $Q \approx 5,5 \pm 1$  дБ,  
Стена 64 см  $Q \approx 9,5 \pm 1$  дБ;
- 3) Стена 34 см  $Q \approx 3 \pm 1$  дБ,  
Стена 64 см  $Q \approx 6 \pm 1$  дБ.

Таким образом, в ходе экспериментов было установлено, что если приёмник и передатчик установлены на расстоянии нескольких сантиметров от стены (по разные стороны), стена вносит меньше всего ослабления – около 2,5 дБ с учетом рефракции.

Разброс измеренных данных может объясняться как относительно невысокой точностью измерений ( $\pm 1$  дБ), так и локальными характеристиками материала стен. Кроме того, меньшие показатели поглощения в случае 3 по сравнению со случаем 2 можно объяснить влиянием волны, отраженной от второй стены коридора.

Кроме прямых измерений, оценки ослабления сигнала в стене можно сделать путем анализа дальности действия пары приемопередатчиков в режиме «точка – точка». Если максимальная дальность действия пары приемопередатчиков в условиях прямой видимости (без препятствия) составляет  $l_1 \approx 13$  м, при работе через кирпичную стену толщиной  $t = 64$  см дальность действия системы связи уменьшается до  $l_2 \approx 4$  м (антенны приемопередатчиков ненаправленные; радиоволна падает на стену нормально). Расчет по формуле  $l_1^n = Sl_2^n$ , где  $n$  – показатель затухания сигнала в пространстве,  $n = 2$ , показывает, что стена вносит дополнительное

ослабление порядка  $S = 10$  дБ. При прохождении через кирпичную стену толщиной  $t = 34$  см дальность действия системы связи падает приблизительно в два раза, что означает, что такая стена вносит дополнительное ослабление порядка  $S = 6$  дБ.

Усредняя данные измерений и оценок, делаем следующий вывод: ослабление СШП сигнала диапазона 3–5 ГГц в кирпичной стене составляет:

~ 5–7 дБ в стене толщиной 34 см;

~ 6–10 дБ в стене толщиной 64 см.

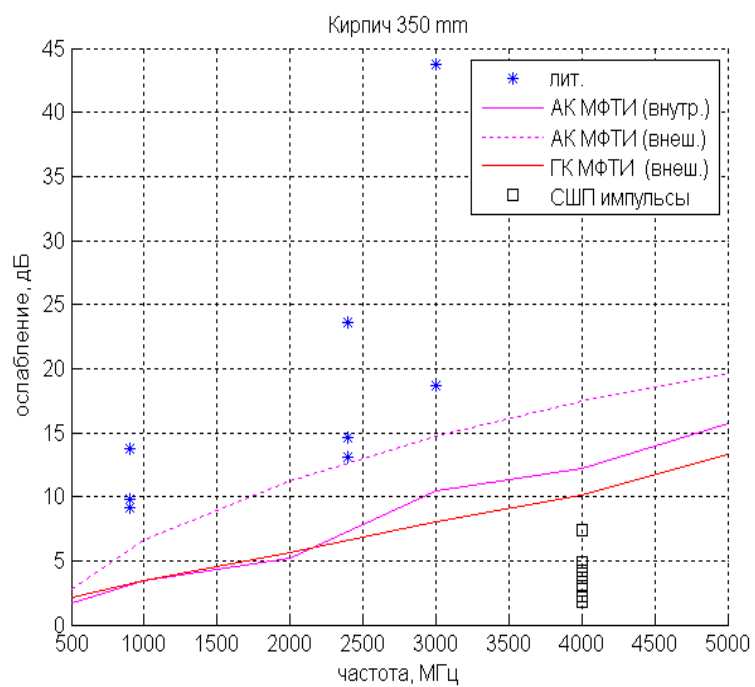
Чтобы иметь возможность сравнивать разнородные данные из различных источников и экспериментов о величине затухания радиосигнала в строительных материалах, необходимо привести их к некоторой «типовой» стене. В качестве типовой стены современного здания можно выбрать стену толщиной  $t = 30$  см. При итоговой оценке величины затухания сигнала в стенах современных зданий данные будут пересчитаны к этой толщине.

Оценки ослабления радиосигнала в «типовой» стене толщиной 30 см на основе данных для ослабления в кирпиче и бетоне из литературы и измерений приведены на рис. 2.6. Анализируя эти оценки, можно сделать следующие выводы.

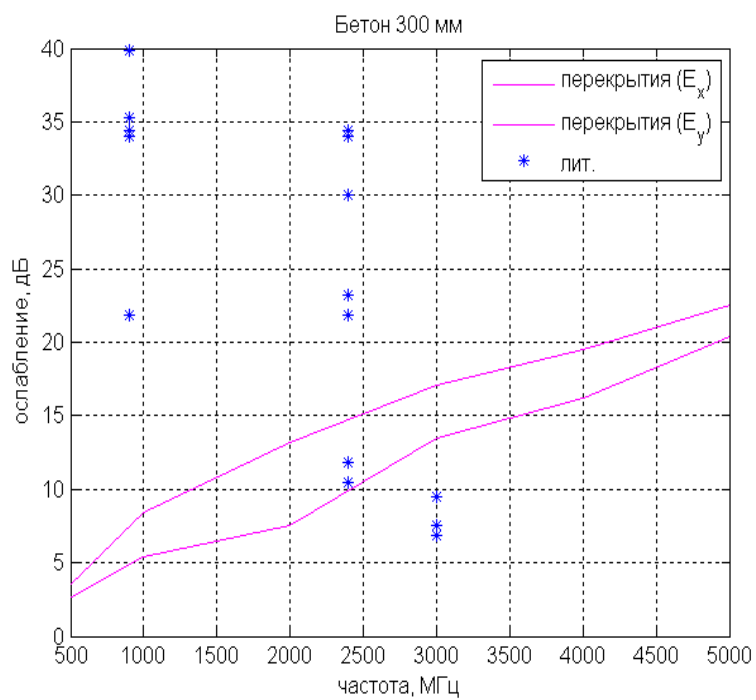
С увеличением частоты ослабление радиосигнала в стенах зданий в нижней части гигагерцового диапазона увеличивается довольно медленно. Ослабление радиосигнала в диапазоне 3–5 ГГц (средняя частота 4 ГГц) больше, чем ослабление сигнала в активно используемом диапазоне 2,4 ГГц, на 5 дБ.

По данным экспериментов ослабление СШП сигнала в полосе 3–5 ГГц оказалось ниже, чем ослабление узкополосного сигнала на тех же частотах на 2–5 дБ.

Ослабление СШП хаотических радиоимпульсов в полосе 3–5 ГГц при их прохождении через «типовую» стену медицинского учреждения не превышает 10 дБ.



а)



б)

Рис. 2.6. Сводный график ослабления сигнала в кирпичной (а) и бетонной(б) стене толщиной 30 см

## 2.4. Прохождение СШП хаотических радиоимпульсов через щели в металлических поверхностях

Как было отмечено во введении к данной главе, предлагается исследовать вопрос распространения радиосигнала в прикроватной области пациента, где могут располагаться металлические предметы. В качестве наиболее тяжёлого случая распространения сигнала в такой ситуации взято распространение через щели в металлических поверхностях.

С теоретических позиций задачу «просачивания» электромагнитного излучения можно исследовать при помощи известных моделей дифракции и рассеяния электромагнитных волн на щелях и отверстиях других форм [49,50]. Однако при этом учёт ряда существенных факторов, таких как толщина металла, материал заполнения отверстия и его форма, свойства зондирующего сигнала, существенно влияющих на интегральные характеристики «просачивания», значительно усложнит задачу моделирования. Поэтому оценки затухания при «просачивании» проводятся экспериментально при использовании в качестве такого сигнала непосредственно СШП хаотических радиоимпульсов.

Исследование поведения электромагнитного излучения в сложных условиях распространения представлено в работе [51] на примере «просачивания» через щели узкополосного электромагнитного излучения, перестраиваемого в диапазоне частот  $f$  от 0.8 до 2.5 ГГц. Было показано, что используемый сигнал при распространении, например, через водонепроницаемую дверь на борту корабля ослабляется в среднем на 20 дБ.

Ниже описываются эксперименты по «просачиванию» СШП хаотических радиоимпульсов [52], генерируемых в полосе частот 3.0...5.0 ГГц, через щели в металлических поверхностях и анализируются их результаты.

При подготовке и проведении экспериментов предполагалось, что масштабным параметром, от которого зависит эффективность

«просачивания», является соотношение характерного размера «дефекта» и диапазона длин волн, в котором излучаются хаотические радиоимпульсы.

Этот параметр меняется за счёт изменения характерных размеров «дефектов» при фиксированных характеристиках зондирующего хаотического сигнала.

Проведённые эксперименты можно условно разбить на три группы в соответствии с размерами щелей. К первой группе относятся объекты с характерными размерами щели, составляющими несколько десятков длин волн проходящего излучения, ко второй группе – несколько длин волн и к третьей – от 0.1 до 1.5 длин волн (резонансный случай).

#### *Методика проведения экспериментов*

В качестве передающего и принимающего устройства в экспериментах использовались малогабаритные СШП прямохаотические приемопередатчики ППС-40 (полоса частот 3.0...5.0 ГГц, средняя излучаемая мощность ~100 мкВт) [20]. Благодаря малым размерам (85x45x30 мм) и автономному питанию можно размещать эти устройства внутри различных по объёму металлических объектов в соответствии с их классификацией, приведённой выше.

Приёмопередатчик содержит генератор СШП хаотических колебаний, всенаправленную антенну, логарифмический приёмник, ключ, коммутирующий сигнал между антенной, генератором и приёмником и цифровой блок. Питание приемопередатчика осуществляется при помощи трёх элементов питания типа «ААА».

В экспериментах использовались два устройства ППС-40: одно – в качестве передатчика сигнала, а другое – в качестве приёмника. Эксперименты проводили по следующей схеме. Передатчик, снабжённый сенсорной платой с датчиком температуры, помещали внутрь объекта. Данные передавали со скоростью 10 пакетов в секунду (размер пакета 13 байт). Приёмник подключали к ноутбуку и располагали на заданном расстоянии от объекта.

Затухание радиосигнала, вызванное его прохождением через нарушенную электромагнитную герметичность экрана (под экраном понимается металлический объект, препятствующий распространению сигнала), оценивали путём определения двух максимальных расстояний:  $d_1$  и  $d_2$ , на которых наблюдался уверенный приём сигнала (с вероятностью ошибки на бит не более  $10^{-4}$ ) без экрана и при его наличии соответственно.

Обозначим затухание сигнала (в дБ)  $L_3^1$  как затухание сигнала на расстоянии  $d_1$  в свободном пространстве,  $L_3^2$  – затухание сигнала на расстоянии  $d_2$  в свободном пространстве, а  $L_3^{don}$  – дополнительное затухание сигнала, вызванное сложными условиями распространения внутри объекта. В предположении, что мощность сигнала в свободном пространстве обратно пропорциональна квадрату расстояния ( $P \sim \frac{1}{d^2}$ , где  $P$  – мощность сигнала,  $d$  – расстояние от передатчика, на котором измеряется мощность  $P$ ), затухание сигнала  $L_3$  на расстоянии  $d$  определяется соотношением

$$L_3 = 10 \lg\left(\frac{P_0}{P}\right) = 20 \lg\left(\frac{d}{d_0}\right), \quad (2.7)$$

$P_0$  – мощность радиосигнала в свободном пространстве на опорном расстоянии  $d_0$ . В логарифмическом масштабе затухание сигнала при наличии экрана на максимальном расстоянии  $d_2$  представляет собой сумму затухания сигнала при отсутствии этого экрана на расстоянии  $d_2$  и дополнительного затухания, обусловленного его наличием. С другой стороны, затухание сигнала при наличии экрана на максимальном расстоянии  $d_2$  равняется затуханию сигнала в отсутствии экрана на максимальном расстоянии  $d_1$ :

$$L_3^1 = L_3^2 + L_3^{don}.$$

Переходя к расстояниям при помощи (2.7), получаем

$$20 \lg\left(\frac{d_1}{d_0}\right) = 20 \lg\left(\frac{d_2}{d_0}\right) + L_3^{don},$$

откуда дополнительное затухание при «просачивании» определяется соотношением

$$L_3^{\text{don}} = 20 \lg\left(\frac{d_1}{d_2}\right). \quad (2.8)$$

*Эксперименты по прохождению СШП хаотических радиоимпульсов через щели в металлических поверхностях.*

Проведённые эксперименты можно разделить на три различные группы в зависимости от соотношения размеров щели и средней длины волны излучаемого сигнала.

*Эксперименты с объектами, имеющими длинные щели.*

В первой группе экспериментов в качестве металлического объекта, характерные размеры щели которого соответствуют нескольким десяткам длин волн излучения, использовался холодильник. Ширина щели в металле между дверью и корпусом холодильника, заполненной диэлектрической прокладкой, составляла 2.0 см (именно через неё проходит основная доля излучения), длина щели по периметру – около 500 см.

Эксперименты по определению возможности приема сигнала, излученного передатчиком, располагающимся внутри холодильника, проводились в три этапа.

На первом этапе осуществляли проверку работоспособности системы (штатный режим передачи данных) в открытом пространстве с определением  $d_1$ .

На втором этапе передатчик помещали внутрь холодильника и проводили измерения «просачивающегося» из холодильника излучения при помощи измерительной антенны и анализатора спектра.

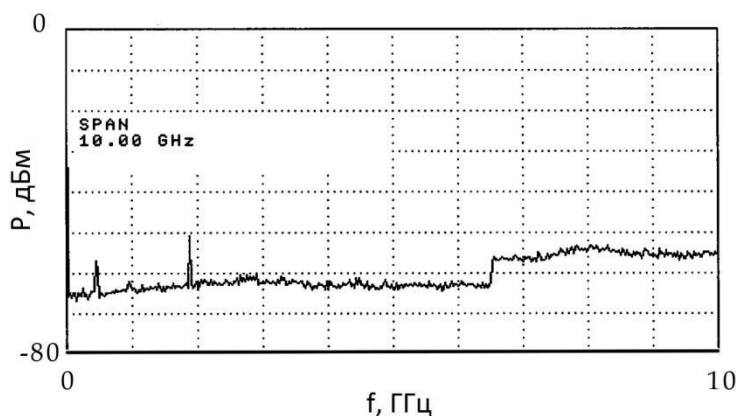
На третьем этапе передатчик, находящийся в холодильнике, включали в штатном режиме передачи данных с термодатчика, приёмник снаружи холодильника, подключенный к ноутбуку, принимал передаваемую информацию.



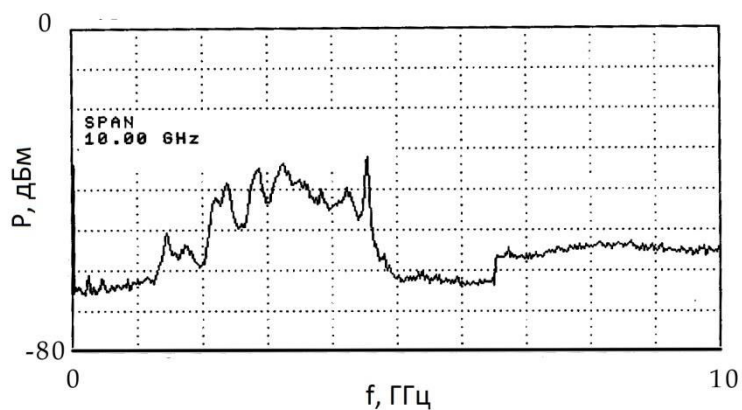
Устойчивый приём передаваемого из холодильника сигнала (вероятность ошибки на бит  $\leq 10^{-4}$ ) наблюдался на расстоянии удаления приёмника от холодильника вплоть до 2.5 м, которое и было принято в качестве оценки для  $d_2$ . В то же время аналогичные измерения в свободном пространстве показали, что  $d_1 \sim 25$  м. Отсюда в соответствии с формулой (2.8) можно сделать вывод, что размещение передатчика в холодильнике даёт дополнительное затухание 20 дБ.

Характерные спектры мощности сигналов в диапазоне 0...10 ГГц, измеренные в одной и той же точке пространства, для фонового радиосигнала (передатчик выключен) представлены на рис. 2.7а, сигнала, излученного передатчиком в свободном пространстве, – на рис. 2.7б, и сигнала передатчика, «просачивающегося» из холодильника, – на рис. 2.7в (при этом приёмник располагался на расстоянии 0.5 м от холодильника). Из сравнения спектров можно сделать вывод, что формы спектра мощности сигнала передатчика в свободном пространстве (рис. 2.7б) и сигнала после прохождения щели (рис. 2.7в) значительно различаются, это свидетельствует о сильной частотной зависимости прохождения радиоизлучения через щель.

а)



б)



**в)**

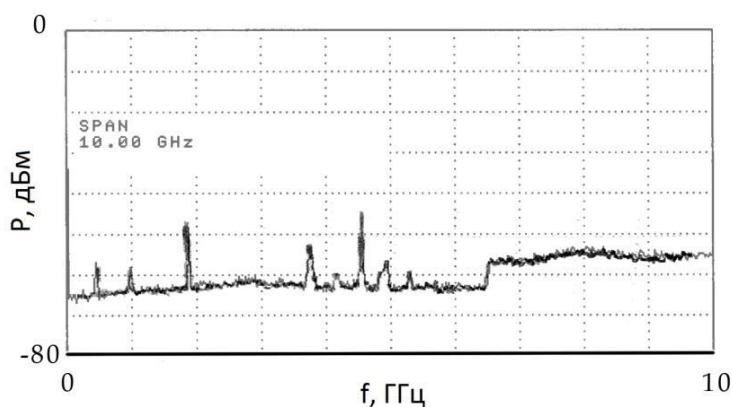


Рис. 2.7. Спектры мощности: фонового сигнала (а), сигнала, передаваемого в открытом пространстве (б), и сигнала из закрытого холодильника (в).

Важным параметром для «просачивания» излучения, кроме характерной длины щели, является её ширина. Для качественной оценки влияния ширины щели на «просачивание» сигнала были проведены эксперименты по ослаблению сигнала от передатчика, помещённого в металлический сейф. Как и в случае с холодильником, характерная длина щели между корпусом и дверью сейфа была много больше средней длины волны излучения. При этом ширина щели составляла около 3-4 мм. Измеренное затухание сигнала ~ 26 дБ, т.е. было на 6 дБ больше, чем в случае с холодильником. Эту разницу можно объяснить уменьшением ширины щели в 5-6 раз.

*Эксперименты с объектами, размер щели в которых составляет несколько длин волн излучения.*

Во второй группе экспериментов в качестве объекта с металлической оболочкой использовалась алюминиевая банка, характерные размеры щели которой соответствуют нескольким длинам волн излучения. В данном случае ширина щели не превышала 1 мм, а её длина – около 90 см. Размеры банки: диаметр 30 см, высота 8 см.

Передатчик помещали внутрь банки, он работал в режиме снятия данных от датчика температуры. Приёмник подключали к ноутбуку и располагали на различном расстоянии от банки.

Было измерено максимальное расстояние  $d_2$  между передающим и принимающим устройствами, при котором наблюдалось наличие связи. Зафиксировано, что значительная потеря пакетов и даже прекращение передачи данных происходят при удалении принимающего устройства на расстояние более 1 м от банки. Из расчётов по формуле (2.8) получаем дополнительное затухание сигнала 28 дБ.

*Эксперименты с объектами, размер щели в которых порядка длины волны излучения.*

В третьей группе экспериментов нужно было использовать объект с характерными размерами щели от 0.1 до 1.5 длин волн (резонансный случай). В качестве такого объекта была использована металлическая банка с размерами 8x8x10 см. Сначала эксперимент был проведён со штатной крышкой, плотно закрывающей банку. Приёмник подключали к ноутбуку и располагали на столе. Передатчик, снабжённый сенсорной платой, был помещен внутрь банки, он работал в штатном режиме снятия данных от датчика температуры (при этом основное излучение проходило аналогично предыдущему случаю через зазор между стенками банки и её крышкой).

Максимальная дальность передачи  $d_2$  в этом случае составила 31 см, откуда в соответствии с (2.8) можно сделать вывод, что при размещении передатчика в этой банке создаётся дополнительное ослабление сигнала на

38 дБ. В случае горизонтального расположения банки с передающим устройством обнаружено, что максимальное расстояние передачи составляет 26 см, т.е. в этом случае дополнительное ослабление равно 40 дБ. Следует отметить, что длина щели в этом случае составляет 32 см, что по-прежнему значительно больше длины волны излучения (ширина щели не превышает 0.1 мм).

Далее для проведения экспериментов по «просачиванию» излучения из объектов, где характерный размер щели сопоставим с длиной волны излучения, была использована фольга с варьируемой длиной щели, плотно прилегающая к корпусу банки. В этом случае основное излучение проходит через вырезанную щель (ширина щели около 1 мм). При этом щель вырезали так, чтобы она была параллельна торцу платы ППС-40 (рис. 2.8). Результаты эксперимента представлены на рис. 2.9, где максимальное дополнительное затухание сигнала при размещении передатчика в банке с фольгой составляет 50 дБ (при отсутствии щели), в то время как минимальное значение составляет 14 дБ, которое было достигнуто при длине щели  $l=4$  см (рис. 2.10).

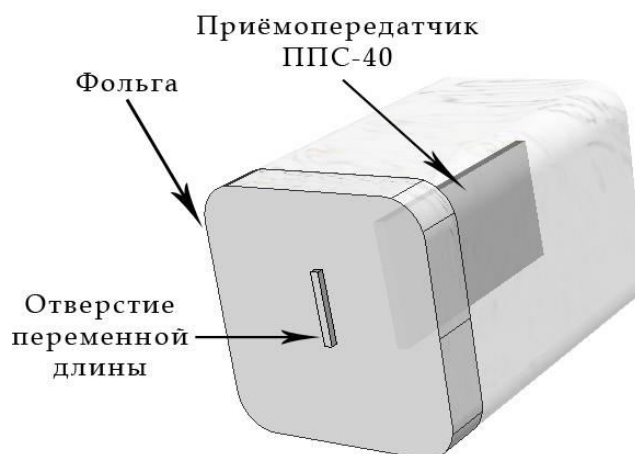


Рис. 2.8. Взаимное расположение приёмопередатчика в банке и отверстия на фольге.

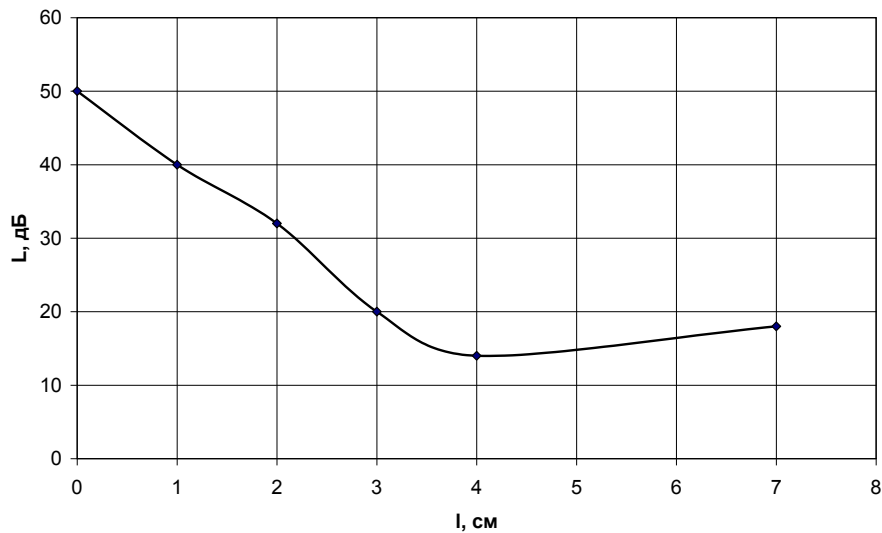


Рис. 2.9. Зависимость ослабления сигнала от продольного размера щели в фольге.

Таким образом, минимальное затухание сигнала наблюдается при длине щели, равной примерно половине средней длины волны (в нашем случае длина волны для центральной частоты импульса 4 ГГц составляет 7.5 см).

## 2.5. Распространение СШП хаотических радиоимпульсов вблизи поверхности тела человека

Ранее было отмечено, что предлагаемая беспроводная сенсорная сеть медицинского назначения может включать в себя как магистральную сеть, так и беспроводную нательную сеть. При разработке СШП приёмопередатчиков на основе хаотических радиоимпульсов для использования их в БНС необходимо исследовать распространение такого типа сигналов вблизи поверхности тела человека с целью определения возможных потерь мощности сигнала, которые должны быть заложены в разрабатываемую аппаратуру.

Технология БНС включает в себя несколько различных типов узлов: только передающие узлы, которые представляют собой простые, маломощные, энергосберегающие устройства; приемопередаточные узлы

большой мощности и наделенные большими возможностями в сети; узлы с высокими вычислительными мощностями и поддерживающими более высокие скорости обмена данными.

В сравнении с другими беспроводными сетями, БНС имеют несколько отличительных особенностей и требований. Из-за близости расположения приёмопередающих узлов сети к телу человека уровень электромагнитного излучения должен быть не более 40 мкВт. В этом смысле привлекательными выглядят сети с поддержкой ретрансляций сигнала, в которых данные передаются не непосредственно на базовую станцию (место стока данных), а распространяются через соседние узлы передающего, для чего достаточно меньшей мощности излучения. БНС имеют специфичную топологию, структура которой задаётся формой и размерами человеческого тела. В отличие от обычных каналов внутри помещения, присутствие тела человека может привести к изменениям характеристик канала связи.

В стандарте [2] представлена классификация каналов связи в БНС, где различным сценариям передачи данных в БНС соответствуют модели каналов SM1-SM4. Эти модели каналов включают в себя модель затухания сигнала (path loss model) и модель усреднённого энергетического профиля многолучевого канала (power delay profile model) при распространении сигнала в соответствующем сценарии передачи данных. Наибольший интерес для нас представляет сценарий, когда приёмник и передатчик расположены на поверхности тела человека (ему соответствует модель канала связи SM3) и сценарий, где передатчик находится на поверхности тела человека, а приёмник находится в отдалении от него в зоне прямой видимости (соответствует модель канала связи SM4).

В литературе в СШП диапазоне 3-6 ГГц имеются работы, посвящённые исследованию вопроса распространения сигнала вблизи поверхности тела человека.

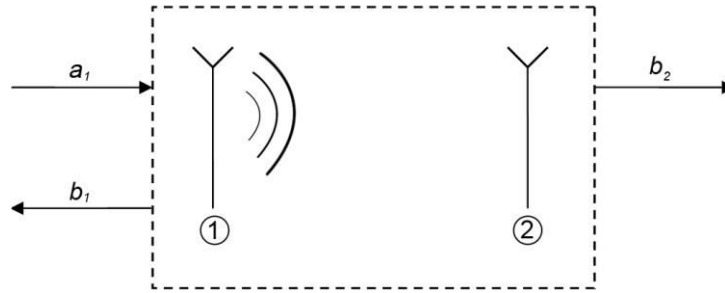


Рис. 2.10. Представление схемы передачи в виде четырёхполюсника. Здесь  $a_1$  - падающая волна,  $b_1$  - отражённая волна,  $b_2$  - переданная волна.

Так в работе [53] приведены результаты изучения влияния тела человека на потери в канале с полосой от 3 до 6 ГГц в закрытом помещении (офис, безэховая комната). Для определения затухания в канале использовался векторный анализатор цепей (для измерений в полосе 3-6 ГГц применялось свипирование частоты) и две антенны Skycross SMT-3ТО6М в качестве излучающей и принимающей, подключенные кабелями к анализатору цепи. Такая система приемопередачи рассматривается как четырёхполюсник (рис. 2.10), на вход которого (передающая антенна) поступает волна  $a_1$ , отражается волна  $b_1$  и приходит на выход (принимающая антенна) волна  $b_2$ . Тогда, используя матрицу  $s$  – параметров, имеем:

$$\begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} \\ s_{21} & s_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_1 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11}a_1 \\ s_{21}a_1 \end{pmatrix}. \quad (2.9)$$

При помощи векторного анализатора цепи измерялся параметр  $s_{21}$ , характеризующий ослабление сигнала при прохождении радиотракта. Измерения проводились вдоль передней поверхности тела человека, а также вокруг грудной клетки. Как принимающая, так и передающая антенна располагались непосредственно на теле человека или на одежде (канал СМЗ). В работе [53] в условиях офисного помещения экспериментально получены показатели затухания  $\gamma$  и ослабление сигнала на 1 м  $PL$  вдоль поверхности

тела человека ( $\gamma = 2,7$ ;  $PL=75,8$  дБ) и вокруг грудной клетки ( $\gamma = 4,1$ ;  $PL=109,2$  дБ).

В работе [54] оценивалось влияние тела человека на потери в канале с полосой от 3,4 до 4,8 ГГц в условиях помещения больницы, а также в безэховой камере. В эксперименте (измеряется параметр  $S_{21}$  также как и в работе [53]) для измерения параметра  $S_{21}$  использовался векторный анализатор цепей с рабочей полосой частот от 3 до 11 ГГц (для измерений в полосе 3,4-4,8 ГГц применялось свипирование частоты) и две антенны Skycross SMT-3TO10M-A. Антенны располагались на расстоянии 15 мм от поверхности тела: принимающая антенна располагалась на животе человека, излучающая фиксировалась в 10 различных позициях на теле (голова, сердце, запястье и так далее) (модель канала CM3). В результате экспериментов в [54] получена средняя величина потерь при распространении таких сигналов вокруг человеческого тела на расстоянии 1 м ( $PL = 70$  дБ).

Таким образом, по сути проводились эксперименты по измерению ослабления узкополосного сигнала в СШП диапазоне частот. Мы же будем работать непосредственно с СШП сигналом на примере СШП хаотических радиоимпульсов в диапазоне 3-5 ГГц, для чего будут проведены эксперименты по измерению затухания сигнала вблизи поверхности тела человека.

*Методика экспериментов по оценке затухания СШП хаотических радиоимпульсов вблизи поверхности тела человека.*

В экспериментах оценивается показатель затухания СШП хаотических радиоимпульсов и значение затухания сигнала на расстоянии 1 м при расположении приёмопередатчиков в трёх случаях: вдоль передней поверхности тела человека (рис. 2.11а), вокруг грудной клетки (рис. 2.11б) (рассматривается канал CM3) и эксперимент, когда передатчик находился у поверхности тела, а приёмник располагался на некотором расстоянии от него в зоне прямой видимости (модель канала CM4).



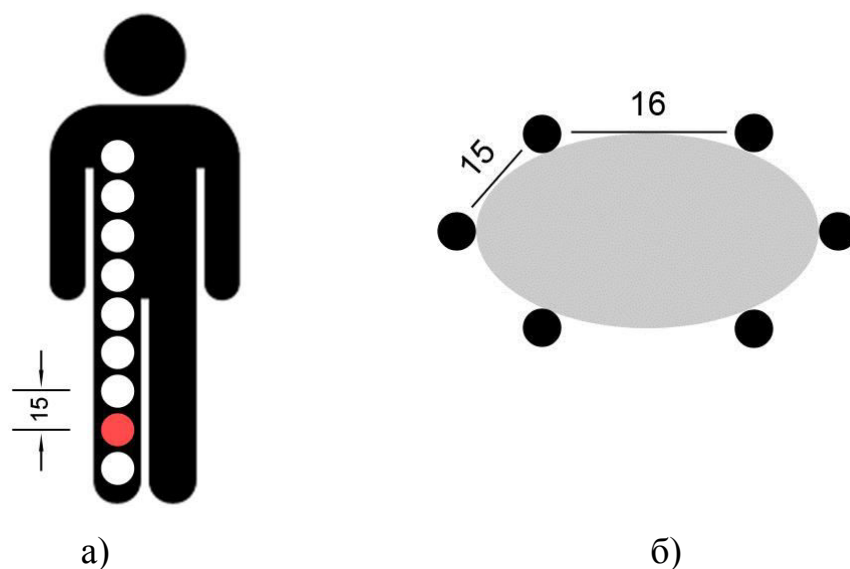


Рис. 2.11. Расположение приёмопередатчиков: вдоль поверхности тела (а), и вокруг грудной клетки (б). Расстояние указано в см.

Во всех измерениях антенны приемника и передатчика располагались непосредственно на теле человека или на одежде. В качестве приемника и передатчика на СШП хаотических радиоимпульсах использовались приемопередатчики ППС-43 [55]. Для измерения уровня сигнала на приемнике использовался осциллограф Tektronix DPO 4054. Измерения проводились в офисном помещении.

В первой серии экспериментов вдоль поверхности тела человека было зафиксировано 9 эквидистантных точек на расстоянии 15 см друг от друга (рис. 2.11а).

Измерения проводились следующим образом. Одно устройство ППС-43 использовалось в качестве приёмника и располагалось в одной из этих точек. Другое устройство ППС-43, работающее как передатчик, последовательно помещалось в остальные точки на теле человека, при этом фиксировалась амплитуда сигнала на принимающем устройстве при помощи осциллографа. Затем позиция приёмника изменялась, и проводились новые измерения. Таким образом, измерения уровня сигнала на приёмнике проводились попарно для всех точек, всего 72 измерения.

Во второй серии экспериментов вокруг грудной клетки было выбрано 6 точек, находящихся на высоте около 140 см от стопы. Две точки были выбраны на груди, две на спине и две по бокам (Рис. 2.11б). В этом случае всего было выполнено 30 измерений. Методика измерений аналогична методике первой серии экспериментов.

В третьей серии экспериментов передатчик находился у поверхности тела человека на уровне грудной клетки, при этом приёмник располагался в свободном пространстве на той же высоте и заданном расстоянии.

Во всех экспериментах приёмопередатчик ППС-43, выполнявший функцию передачи данных, программировался на периодическую посылку раз в секунду пакетов с данными размером 40 байт.

#### *Измеряемые величины*

Рассмотрим подробнее, как оценивалось затухание сигнала, и какие величины измерялись непосредственно в экспериментах.

Пусть  $PL$  – затухание сигнала на расстоянии  $d$ . Тогда  $PL(d) \propto d^\gamma$ , где  $d$  – расстояние между приёмником и передатчиком, а  $\gamma$  – показатель затухания. Тогда согласно [56] затухание сигнала на расстоянии  $d$  в данной среде может быть рассчитано по следующей формуле:

$$PL(d) = PL_0 + 10 \cdot \gamma \cdot \lg\left(\frac{d}{d_0}\right) \quad (2.10)$$

Здесь  $PL_0$  – это затухание сигнала на заданном расстоянии  $d_0$ . Так в нашем  $d_0=1$  м для удобства сравнения с существующими результатами. При помощи графика зависимости  $PL(d)$  можно определить  $PL_0$  и  $\gamma$ , построив аппроксимирующую прямую методом наименьших квадратов, что является основной задачей экспериментов.

Величину затухания сигнала  $PL(d)$  можно представить в виде:

$$PL(d) = PL_B + PL_{доп}, \quad (2.11)$$

где  $PL_B$  – затухание сигнала в воздухе на расстоянии 1 м в свободном пространстве (рассчитывается теоретически),  $PL_{доп}$  – изменение уровня

сигнала относительно  $PL_B$ , вызванное изменением расстояния или среды распространения. Значение  $PL_{доп}$  может быть получено при помощи измерения разницы  $A_d$  – амплитуды сигнала на приёмнике на расстоянии  $d$  в некоторой среде, и  $A_B$  – амплитуды сигнала на приёмнике в воздухе на расстоянии 1 м в свободном пространстве. Зная чувствительность логарифмического приёмника  $s$ , получаем:

$$PL(d) = PL_B + \frac{A_B - A_d}{s}. \quad (2.12)$$

Что касается значения  $PL_B$ , то здесь мы имеем:

$$PL_B = 10 \cdot \lg\left(\frac{P_{ИЗ}}{P_{ПР}}\right), \quad (2.13)$$

$P_{ИЗ}$  – мощность, излучаемая передатчиком,  $P_{ПР}$  – мощность, принятая приёмником на расстоянии  $R=1$  м в воздухе в свободном пространстве. Принимаемая мощность может быть рассчитана по формуле:

$$P_{ПР} = \frac{P_{ИЗ}}{4\pi R^2} \cdot S_{эф}. \quad (2.14)$$

Эффективная площадь всенаправленной антенны  $S_{эф} = \frac{\lambda^2}{4\pi}$ , откуда:

$$P_{ПР} = \frac{P_{ИЗ}}{(4\pi)^2} \cdot \left(\frac{\lambda}{R}\right)^2. \quad (2.15)$$

Окончательно получаем:

$$PL(d) = 20 \cdot \lg\left(\frac{4\pi R}{\lambda}\right) + \frac{A_B - A_d}{s}. \quad (2.16)$$

Таким образом, измеряя в эксперименте значения  $A_d$  и  $A_B$ , можно по ним рассчитывать величину затухания сигнала с помощью (2.16).

В нашем случае средняя длина волны излучения на уровне сигнала -10 дБ от максимальной мощности составляет  $\lambda = 9,4$  см, откуда получаем

$$PL_B = 20 \cdot \lg\left(\frac{4\pi R}{\lambda}\right) = 42,5 \text{ дБ.}$$

Также эта величина была измерена напрямую при помощи анализатора спектра, и составила 41,6 дБ. В дальнейших расчётах использовалось значение  $PL_B = 42$  дБ.

*Результаты экспериментов по оценке затухания СШП хаотических радиоимпульсов вблизи поверхности тела человека.*

Результаты эксперимента по прохождению СШП хаотических радиоимпульсов при расположении приёмопередатчиков вдоль поверхности тела человека представлены на рис. 2.12.

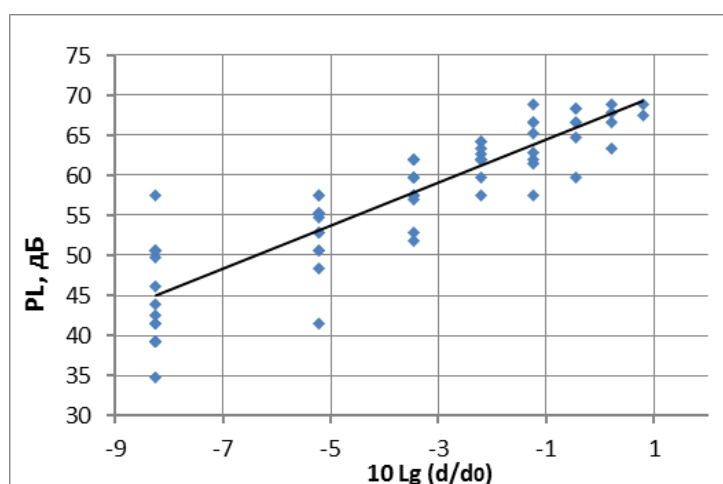


Рис. 2.12. Зависимость затухания сигнала от расстояния между приёмником и передатчиком для случая расположения приёмопередатчиков вдоль поверхности тела,  $d_0 = 1$  м.

После построения аппроксимирующей кривой по методу наименьших квадратов получаем, что затухание сигнала на 1 м в случае расположения приёмопередатчиков вдоль поверхности тела человека в зоне прямой видимости  $PL_0 = 67,2$  дБ, а показатель затухания  $\gamma = 2,7$ . Затухание сигнала в свободном пространстве  $PL_B = 42$  дБ, тогда избыточное затухание сигнала, вызванное изменением среды распространения, составляет  $PL_{II} = PL_0 - PL_B = 25,2$  дБ.

Результаты второй серии экспериментов для случая расположения приёмопередатчиков вокруг грудной клетки показаны на рис. 2.13, при этом в качестве  $d$  брался путь между приёмником и передатчиком (согласно рекомендации для канала СМ3 в [2]). В целом здесь наблюдается более сильное затухание сигнала, чем в случае с расположением приёмопередатчиков вдоль поверхности тела человека, а именно:  $PL_0 = 80,5$  дБ, а показатель затухания  $\gamma = 3,5$ . Избыточное затухание сигнала здесь составило  $PL_{II} = 38,5$  дБ.

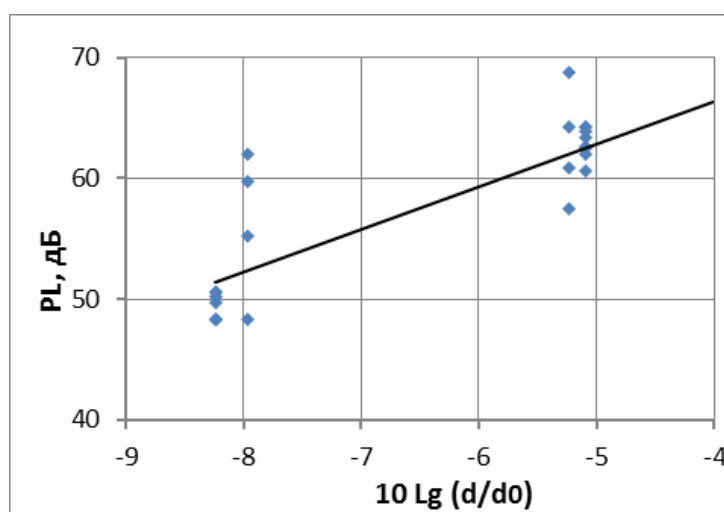


Рис. 2.13. Зависимость затухания сигнала от расстояния между приёмником и передатчиком для случая расположения приёмопередатчиков вокруг грудной клетки,  $d_0 = 1$  м .

Результаты эксперимента, когда передатчик располагался у поверхности тела человека, а приёмник на некотором расстоянии от него (модель канала СМ4), представлены на рис. 2.14.

В этом случае затухание сигнала на 1 м в среднем составило  $PL_0 = 49,3$  дБ. При этом показатель затухания  $\gamma = 1,5$ , а избыточное затухание сигнала, вызванное расположением передатчика у поверхности тела человека, составило  $PL_{II} = 7,3$  дБ.

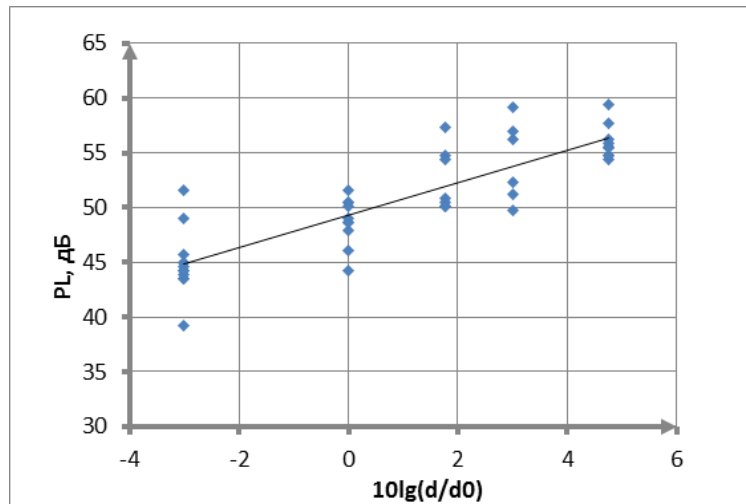


Рис. 2.14. Зависимость затухания сигнала от расстояния между приёмником и передатчиком для модели канала CM4.

На основании данных, полученных в вышеописанных экспериментах, можно оценить максимальную дальность передачи  $d_{\max}$  прямохаотических СШП приемопередатчиков ППС-43 для различных сценариев распространения сигнала в БНС. Пусть  $S_{\text{ПР}}$  - чувствительность приёмника на ППС-43. Тогда передача сигнала возможна при выполнении условия:

$$P_{\text{ИЗ}} - PL > S_{\text{ПР}}, \quad (2.17)$$

В случае использования приемопередатчиков ППС-43,  $P_{\text{ИЗ}} = 10$  дБм,  $S_{\text{ПР}} = -60$  дБм, откуда получаем, что условие наличия радиосвязи выполняется при  $PL < 70$  дБ.

Используя это условие в формуле 2.10 для  $PL$  и подставляя полученные из экспериментов значения для  $\gamma$  и  $PL_0$ , можно сделать следующие оценки для  $d_{\max}$  в зависимости от расположения приемопередатчиков: у поверхности тела человека в зоне прямой видимости между приемопередатчиками  $d_{\max}$  не превышает 1,2 м; у поверхности тела человека в отсутствии прямой видимости между приемопередатчиками  $d_{\max}$  не превышает 0,4 м; при расположении передатчика у поверхности тела человека, а приёмника в зоне прямой видимости в удалении от тела человека  $d_{\max}$  не превышает 23 м.

В ходе работы получены следующие результаты для офисного помещения: затухание сигнала на 1 м  $PL_0 = 67,2$  дБ и показатель затухания  $\gamma = 2,7$  для модели канала связи СМ3 при наличии прямой видимости между приёмником и передатчиком (соответствует максимальному расстоянию 1,2 м между устройствами);  $PL_0 = 80,5$  дБ и показатель затухания  $\gamma = 3,5$  для модели канала связи СМ3 при отсутствии прямой видимости между приёмником и передатчиком (соответствует максимальному расстоянию 0,4 м между устройствами);  $PL_0 = 49,3$  дБ и показатель затухания  $\gamma = 1,5$  для модели канала связи СМ4 при наличии прямой видимости между приёмником и передатчиком (соответствует максимальному расстоянию 23 м между устройствами).

В стандарте IEEE 802.15.6 требуемая дальность связи для канала СМ4 составляет 5 м, и этому требованию результаты проведённых экспериментов удовлетворяют.

## **2.6. Выводы**

В главе были исследованы условия распространения сверхширокополосных сигналов (хаотических радиоимпульсов) в типичных условиях среды медицинского учреждения. Получены результаты ослабления СШП хаотических радиоимпульсов для следующих сценариев распространения сигнала: распространение в помещениях и между помещений; распространение, связанное с металлическими предметами и распространение, связанное с телом человека.

При проектировании магистральной сети в медицинском учреждении на основе СШП хаотических радиоимпульсов необходимо учитывать, что ослабление такого сигнала при его прохождении через типичные стены (толщиной 30 см) составляет около 5-7 дБ. Погонное ослабление СШП хаотического сигнала в полосе 3-5 ГГц составляет около 15-20 дБ/м.

В качестве модельной задачи по влиянию металлических предметов в прикроватной области рассмотрена задача прохождения СШП хаотических радиоимпульсов через щели в металле. Она соответствует наиболее тяжёлым условиям распространения сигнала. Установлено, что интегральное ослабление СШП-сигнала при «просачивании» незначительно зависит от длины щели в случае, если эта длина существенно превышает среднюю длину волны излучаемого сигнала. Наименьшее ослабление сигнала (10-15 дБ) соответствует щелям, характерные размеры которых составляют половину длины волны, соответствующей средней частоте СШП-сигнала. В случаях как уменьшения длины щели, так и её увеличения относительно резонансных размеров значительно увеличивается затухание сигнала (на ~10...20 дБ при той же ширине щели). При уменьшении ширины щели затухание растёт примерно обратно пропорционально её поперечному размеру.

Был изучен вопрос распространения СШП хаотических радиоимпульсов вблизи поверхности тела человека для БНС. Получены значения для показателя затухания и затухания сигнала на 1 м для сценариев распространения сигнала, соответствующих моделям каналов СМ3 и СМ4. Даны оценки максимальных расстояний, на которые может быть передан сигнал для данных сценариев работы.

Таким образом, получены результаты по ослаблению СШП хаотических радиоимпульсов при их распространении в ряде типичных сценариев для медицинского учреждения. Эти результаты могут быть использованы при разработке устройств на основе СШП хаотических радиоимпульсов для создания БСС медицинского назначения, а также при проектировании БНС и магистральных сетей.

Далее будет рассмотрена задача создания беспроводной сенсорной сети медицинского назначения на основе СШП хаотических радиоимпульсов.



## **Глава 3. Экспериментальная сверхширокополосная беспроводная сенсорная сеть медицинского назначения**

### **3.1. Введение**

В Первой главе были рассмотрены проблемы, связанные с созданием беспроводных сенсорных сетей медицинского назначения, и сделан вывод о перспективности использования для этих целей средств сверхширокополосной связи на основе хаотических радиоимпульсов.

В данной главе представлены результаты разработки и исследования экспериментального макета беспроводной сенсорной сети на основе сверхширокополосных (СШП) прямохаотических приёмопередатчиков для сбора медицинских показателей пациентов.

### **3.2. Теоретическая оценка характеристик СШП сети**

Разработка и принятие стандарта IEEE 802.15.6 для физического уровня персональных бытовых и медицинских сенсорных сетей были призваны разрешить следующие проблемы, свойственные узкополосным сигналам:

1) увеличить пропускную способность WBAN (wireless body area network) за счёт увеличения скорости передачи в режиме «точка-точка» с 250 кбит/с до 1-10 Мбит/с;

2) обеспечить электромагнитную совместимость беспроводных сенсорных сетей с электронной аппаратурой специальных отделений клиник, таких, например, как реанимационные, где сбои в работе медицинской аппаратуры из-за влияния излучения передатчиков сети могут иметь крайне негативные последствия;

3) повысить надёжность связи по сравнению с узкополосными сетями;

- 4) упростить структуру сети и алгоритмы её работы;
- 5) уменьшить энергопотребление компонентов сети.

В работе [55] показано, что подходящими кандидатами для использования в беспроводных сетях медицинского назначения являются СШП прямохаотические приёмопередатчики. В [55] анализ проводился на основе характеристик отдельного сенсорного узла. Здесь приводятся оценки о потенциальных характеристиках беспроводной сенсорной сети в целом при построении ее с использованием прямохаотических приёмопередатчиков.

*Пропускная способность сети.* Физическая скорость прямохаотических приёмопередатчиков, описанных в [55], составляет от 3 до 6 Мбит/с. Из анализа пропускной способности беспроводных сенсорных сетей [57] известно, что предельно возможная пропускная способность сети в целом в 5-6 раз ниже скорости передачи между ее узлами в режиме «точка-точка». Таким образом, пропускная способность сетей из прямохаотических приёмопередатчиков может достигать величин  $\sim 1$  Мбит/с, в то время как в сетях, использующих узкополосные сигналы (на основе технологии ZigBee), эта величина составляет не более 40 кбит/с. Недостаточная пропускная способность может быть причиной неустойчивой работы сети, как это наблюдалось, например, в [23].

*Электромагнитная совместимость.* Средняя излучаемая мощность прямохаотического приёмопередатчика ППС-43 [55], например, при скорости передачи  $\sim 64$  кбит/с не превышает  $-13$  дБм, что примерно в 10 раз меньше, чем у сетей, использующих узкополосную технологию ZigBee. Кроме того, излучаемая мощность распределена по полосе  $\sim 2$  ГГц, в то время как ZigBee работает в полосе  $\sim 5$  МГц. Таким образом, спектральная плотность излучаемого сигнала в случае СШП устройств составляет менее 0,1% от спектральной плотности излучения узкополосных систем. Эти уровни излучения не превосходят рекомендуемого стандартом IEEE802.15.6 уровня излучения узлов БСС, с точки зрения влияния этого излучения на надежность работы электронной медицинской аппаратуры.

*Повышение надёжности связи.* В радиосистемах малого радиуса действия, к которым относятся приемопередатчики рассматриваемых беспроводных сенсорных сетей, обычно в качестве допустимого уровня ошибки принимается вероятность ошибки на бит не более  $10^{-3}$ . Во многих случаях, не связанных с медицинскими приложениями, такая вероятность ошибки является приемлемой. В других случаях, когда требуется более низкий уровень, можно использовать достаточно простые коды, исправляющие ошибки, чтобы уменьшить уровень ошибки на 1-3 порядка. Вместе с тем применение помехоустойчивого кодирования повышает энергопотребление приёмопередатчиков, а также дополнительно понижает скорость передачи в 1.5-2 раза, что не всегда допустимо.

В экспериментах с прямохаотическими приёмопередатчиками в режиме передачи «точка-точка» было установлено, что вероятности ошибок на бит  $\sim 10^{-6}$  -  $10^{-7}$  являются типичными для них в условиях использования аппаратуры в офисах и производственных помещениях даже без специального помехоустойчивого кодирования. При использовании ретрансляций вероятность ошибок возрастает, но даже при 4-5 ретрансляциях их уровень, как правило, не превышает  $10^{-5}$ . Поэтому можно ожидать, что при пакетной передаче медицинских данных при длине пакетов менее 1 кбит будет теряться не более 1% пакетов.

*Упрощение структуры сети и алгоритмов её работы.* В случае, если потоки информации в сети значительно меньше её пропускной способности, возможно использование режимов с независимым сбором и передачей данных от каждого сенсорного устройства. Несмотря на отсутствие координации между узлами, столкновения между пакетами, передаваемыми по сети, маловероятны. Такой режим работы резко упрощает алгоритмы работы сети по сравнению со случаем синхронной работы узлов сети, и, при прочих равных условиях, увеличивает её надёжность. В рассматриваемых СШП сетях такой сценарий работы может быть реализован в значительном числе приложений.

*Уменьшение энергопотребления.* Анализ энергопотребления СШП прямохаотических приемопередатчиков [58] показал, что при одинаковой средней скорости передачи энергопотребление СШП устройств в 3-5 раз меньше, чем у узкополосных систем на основе технологии ZigBee. Энергопотребление для некоторых характерных скоростей для оконечных устройств и ретрансляторов приведено в табл. 3.1, 3.2.

Наиболее напряжённый режим работы будет у ретрансляторов, поскольку через них проходит поток информации сразу от нескольких сенсорных узлов. Но ретрансляторы располагаются в основном в фиксированных точках и могут использовать сетевое питание. Для оконечных устройств (с датчиками) автономное время работы, например, при трафике 100 кбит/с составляет 10-12 суток, что вполне комфортно с точки зрения обслуживания устройства как для пациентов, так и для персонала.

Таблица 3.1. Энергопотребление приёмопередатчика в режиме ретрансляции

Скорость передачи данных, кбит/с	Потребляемый ток, мА	Время автономной работы (час) при источнике питания 1000 мАч
1	0,09	>10000
10	0,66	1500
100	5,0	200

Таблица 3.2. Энергопотребление приёмопередатчика в режиме передачи данных

Скорость передачи данных, кбит/с	Потребляемый ток, мА	Время автономной работы (час) при источнике питания 1000 мАч
1	0,077	>12000
10	0,5	2000
100	3,0	330

Суммируя вышесказанное, можно ожидать, что на основе прямохаотической технологии передачи данных могут быть реализованы системы мониторинга, отвечающие требованиям стандарта IEEE 802.15.6.

Для обоснования практической реализуемости подобных систем и их ожидаемых характеристик на основе учебно-научно-исследовательского комплекса («УНИК») [59] была создана экспериментальная аппаратура, позволяющая реализовать фрагменты сети медицинского назначения, и проведена серия экспериментов с ней.

### **3.3. Приемопередатчики на основе СШП хаотических радиоимпульсов**

В стандарте IEEE 802.15.6 в качестве носителей информации предлагается использовать импульсные сигналы трех типов: импульсы с линейной частотной модуляцией (chirp pulses), хаотические импульсы (chaotic pulses) и короткие импульсы (short pulses shape).

Хаотические импульсы как носитель информации для беспроводных средств связи были предложены в ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН в 2000 г. [15,16,20]. В 2007 г. по предложению ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН и компании Samsung они были включены в качестве опционального решения в стандарт беспроводной персональной связи IEEE 802.15.4a. [60]. Тогда хаотические радиоимпульсы были впервые признаны международным научно-техническим сообществом в качестве эффективного носителя информации для беспроводных СШП систем связи. Стандарт IEEE 802.15.6 для БНС – уже второй стандарт, где используется беспроводная прямохаотическая передача информации теперь уже в качестве одного из основных решений.

К настоящему времени разработано и присутствует на рынке несколько типов СШП-приемопередатчиков, использующих хаотические радиоимпульсы. Это позволяет сопоставить требования стандарта IEEE 802.15.6 к СШП-приемопередатчикам с реальными устройствами. Для определенности сравнение будем проводить с приемопередатчиком ППС-43.

Прямохаотический СШП-приёмопередатчик ППС-43 предназначен для передачи данных в режиме «точка – точка», а также для использования в СШП беспроводных сенсорных сетях. Он может использоваться в режиме оконечного устройства, ретранслятора и совместно с компьютером в режиме базовой станции. Устройство имеет специальный разъём для подключения сенсорной платы и позволяет получать с неё данные при передаче аналогового сигнала или через цифровые интерфейсы.

Структура устройства представлена на рис. 3.1. Ее можно разделить на радиочастотную и цифровую части.

К радиочастотной части относятся приемник, передатчик и СВЧ-ключ. Приёмопередатчик работает в полудуплексном режиме. В тот момент, когда осуществляется передача, СВЧ-ключ находится в положении, при котором обеспечивается коммутация выхода передатчика с входом антенны, причем в канал приемника микроволновый сигнал не попадает. Во время приема СВЧ-ключ находится в положении, при котором обеспечивается коммутация выхода антенны передатчика с входом приемника, причем в канал передатчика микроволновый сигнал не попадает. Таким образом, СВЧ-ключ осуществляет развязку между приемником и генератором.

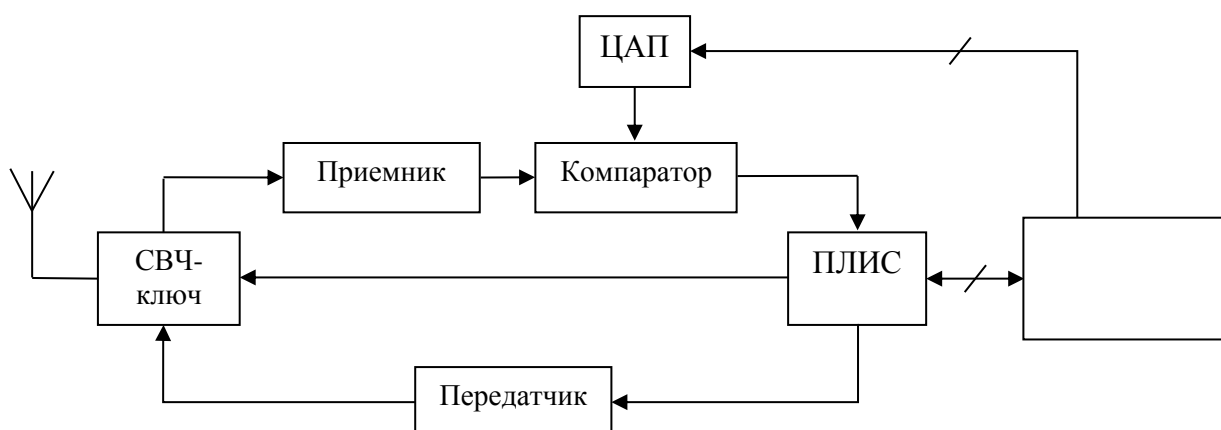


Рис. 3.1. Структурная схема приёмопередатчика ППС-43.

Приёмник огибающей содержит маломушящий усилитель и логарифмический детектор. Регулировка усиления входного сигнала осуществляется при помощи маломушящего усилителя (на 20 дБ) и

логарифмического детектора, имеющего динамический диапазон 50 дБ и чувствительность -50 дБм.

Ключом управляет программируемая логическая интегральная схема (ПЛИС). Кроме того, ПЛИС осуществляет предварительную обработку импульсов, полученных от приемника, формирование импульсов нужной длины и скважности для передатчика. Поскольку ПЛИС работает исключительно с цифровыми сигналами, для преобразования аналоговых импульсов в цифровые используется компаратор. Пороговое напряжение компаратора задается цифроаналоговым преобразователем (ЦАП), управляемым микроконтроллером.

Микроконтроллер координирует работу всего приемопередатчика. Он управляет ЦАП (задает пороговое напряжение компаратора), в соответствии с загруженной программой активизирует режимы приема и передачи информации, режим ожидания, хранит информацию, необходимую для работы устройства в сети, содержит интерфейсы связи с внешними устройствами.

Внешний вид приёмопередатчика ППС-43 и подключенной к нему сенсорной платы приведены на рис. 3.2.

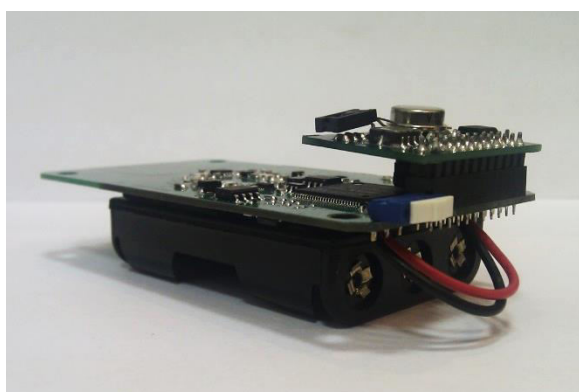


Рис. 3.2. Внешний вид СШП прямохаотического приёмопередатчика ППС-43 с подключенной к нему сенсорной платой.

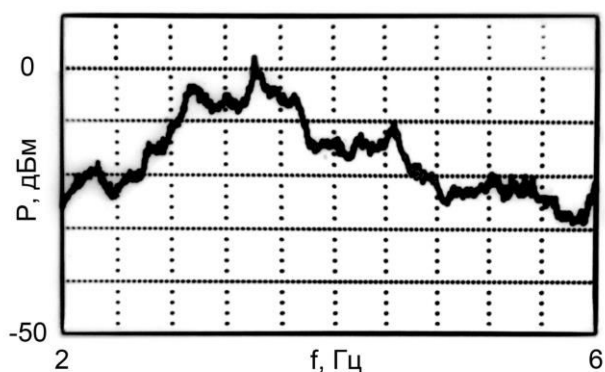


Рис. 3.3. Спектр мощности  $P$ , излучаемый приёмопередатчиком ППС-43.

При работе сенсорной сети требуется длительное функционирование СШП- приёмопередатчика без замены источников питания. Поэтому при разработке приёмопередатчика было уделено большое внимание энергосбережению, в частности спящим режимам.

Для обеспечения максимального энергосбережения разработанный приёмопередатчик в зависимости от стадии решаемой задачи может функционировать в следующих режимах:

- 1) в глубоко спящем режиме;
- 2) в спящем режиме;
- 3) в режиме приёма информации от внешнего источника данных и излучения сигнала в окружающее пространство;
- 4) в режиме приёма сигнала из окружающего пространства и передачи информации во внешнее устройство, принимающее данные.

В спящем режиме приёмопередатчик потребляет примерно в 100 раз меньше, чем в режиме активной работы. В режиме глубокого сна устройство потребляет примерно в 20 раз меньше энергии, чем в спящем режиме, однако для выхода из этого режима требуется более длительное время, чем для выхода из спящего режима. Поэтому при «засыпании» на короткие интервалы времени используется спящий режим работы устройств, а при «засыпании» на более длительные промежутки времени - глубокий спящий режим.

Приёмопередатчик ППС-43 может работать в составе беспроводной сенсорной сети по схеме со статической маршрутизацией и при использовании алгоритмов самоорганизации. При работе со статической маршрутизацией используется структура пакетов данных, представленная в табл. 3.3 (поле – это тип данных, а размер – занимаемое ими место в байтах). В этом случае в памяти каждого устройства перед установкой записываются идентификаторы соседних устройств, с которыми они могут общаться;



следовательно, маршруты передачи данных задает изначально пользователь сети.

Таблица 3.3. Структура пакетов данных при статической маршрутизации.

PRL	SFD	SIZE	N1...NN	ASRC	ADST	PN	TYP	“U”	CSL	CSH
1	1	1	2*N	2	2	1	1	2	1	1

Поле PRL – преамбула пакета, SFD – тип пакета, SIZE – размер пакета, N1...NN – адреса узлов-ретрансляторов, ASRC – адрес источника информации, ADST – адрес получателя информации, PN - порядковый номер пакета. TYP – тип передаваемых данных, “U” данные, CSL и CSH – младший и старший байт контрольной суммы.

При работе сети с использованием алгоритмов самоорганизации структура пакетов имеет вид, представленный в табл. 3.4.

Таблица 3.4. Структура пакетов данных при использовании алгоритмов самоорганизации.

Поле	PRL	SIZE	TYP	ADST	ASRC	AINIT	HOPS	DATA	CSL	CSH
Размер	1	1	1	1	1	1	1	N	1	1

Объём данных в поле DATA N не превышает 163 байта.

Поле AINIT – адрес узла, который является инициатором отправляемого сообщения, поле HOPS – число ретрансляций данного пакета, значения остальных полей аналогичны значениям в статической маршрутизации.

Алгоритм самоорганизации содержит следующие основные этапы:

- 1) побудку приемопередатчиков из состояния глубокого сна;

- 2) обнаружение приемопередатчиков и установление возможных связей между ними;
- 3) расчёт маршрута до выбранного узла сети;
- 4) перевод незадействованных приемопередатчиков в состояние глубокого сна.

Характерный спектр мощности излучаемого передатчиком СШП сигнала показан на рис. 3.4.

В табл. 3.5 приведены основные технические характеристики приёмопередатчика ППС-43. Их сравнение с требованиями стандарта IEEE 802.15.6 и характеристиками типового приемопередающего модуля ZigBee [61] показывает, что характеристики приемопередатчика ППС-43, который создан для беспроводных СШП сенсорных сетей в диапазоне частот 3...5 ГГц, при использовании в качестве носителя информации хаотических радиоимпульсов, рекомендованных стандартом, значительно ближе к требуемым характеристикам, чем типичные характеристики устройств ZigBee (требования стандарта IEEE 802.15.6 и характеристики ряда ZigBee устройств приведены в Первой главе).

Таблица 3.5. Характеристики приёмопередатчиков ППС-43

Физическая скорость передачи	Рабочая частота	Потребляемый ток	Чувствительность	Излучаемая мощность
До 6 Мбит/с	3-5 ГГц	3,5 мА ~ 64 кбит/с	-79 дБм ~ 64 кбит/с	-16 дБм ~ 64 кбит/с
		8,9 мА ~ 256 кбит/с	-73 дБм ~ 256 кбит/с	-10 дБм ~ 256 кбит/с
		30,3 мА ~ 1 Мбит/с	-67 дБм ~ 1 Мбит/с	-4 дБм ~ 1 Мбит/с

### **3.4. Компоненты сверхширокополосной беспроводной сенсорной сети медицинского назначения**

Сверхширокополосная беспроводная сенсорная сеть состоит из следующих основных элементов.

*Сенсорный узел* – устройство, состоящее из датчика и приёмопередатчика.

*Ретранслятор* – приёмопередатчик, принимающий пакет из радиоэффира и отправляющий его в радиоэффир.

*Базовая станция* – приёмопередатчик, подключенный к компьютеру и осуществляющий сбор данных из сети.

*Приёмопередатчики.* В качестве узлов БСС будем использовать сверхширокополосные прямохаотические приёмопередатчики ППС-43 [55].

*Подключаемые датчики.* На рис. 3.2 представлена плата с сенсорами, подключенная к приёмопередатчику ППС-43, входящая в комплекс «УНИК», в составе которой имеются аналоговые датчики температуры, влажности и освещённости, а также цифровой акселерометр. Данные с сенсорной платы для каждого из датчиков снимаются с частотой 1 Гц и каждый отсчёт занимает 2 байта.

Комплекс мониторинга предназначен для медицинского использования, поэтому в дополнение к упомянутым стандартным датчикам был разработан специальный датчик – пульсометр, который позволяет измерять пульс пациента и оценивать вид пульсовой волны. Внешний вид пульсометра представлен на рис. 3.4. Он имеет 2 электрода (дифференциальный сигнал), которые могут подключаться к запястью или к грудной клетке в области сердца. На выходе пульсометра формируется аналоговый сигнал в диапазоне напряжений от 0 до 3.3 В, который затем поступает на АЦП микроконтроллера, расположенного на приёмопередатчике. Частота съёма данных на АЦП составляет 200 отсчётов в секунду, каждый отсчёт занимает 2 байта данных.

*Состав и структура сети.* Предлагаемая сверхширокополосная БСС медицинского назначения включает в себя базовую станцию, сенсорные узлы (состоит из СШП приёмопередатчика и подключенного к нему сенсора требуемого типа), ретрансляторы и персональный компьютер с установленной программой управления сенсорной сетью.

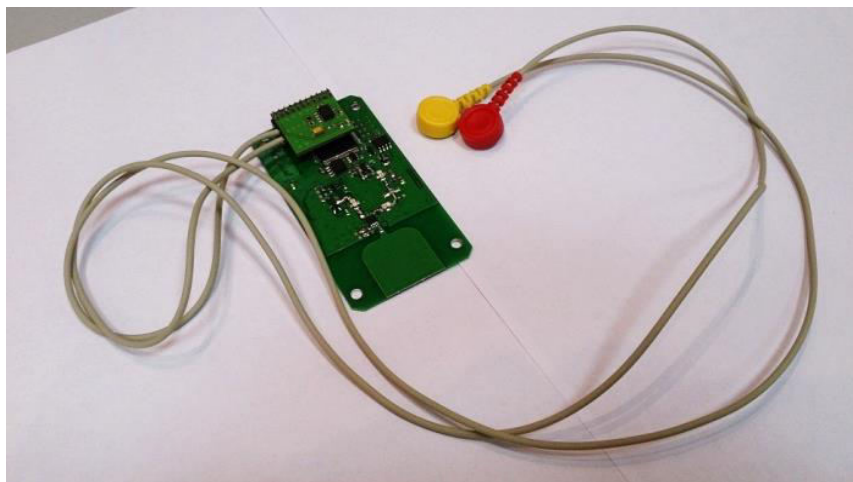


Рис. 3.4. Внешний вид пульсометра, подключённого к плате приёмопередатчика.

На рис. 3.5 представлены примеры типичных топологий сенсорной сети, которые могут быть использованы при разворачивании беспроводной сенсорной сети в медицинском учреждении, а именно: а) топология «звезда», соответствует случаю, когда необходимо снимать данные от нескольких пациентов в одной палате, или от нескольких датчиков, использующих различные приемопередатчики для передачи данных;

б) топология «цепочка», соответствует случаю передачи данных по длинным помещениям (например, коридоры);

в) топология «дерево», соответствует случаю сбора данных от нескольких пациентов, расположенных в различных палатах.

г) топология сети представляет собой комбинацию топологий «звезды» и «цепочки», соответствует случаю сбора данных от нескольких пациентов на ретрансляторе, а затем их передаче до пункта сбора данных.

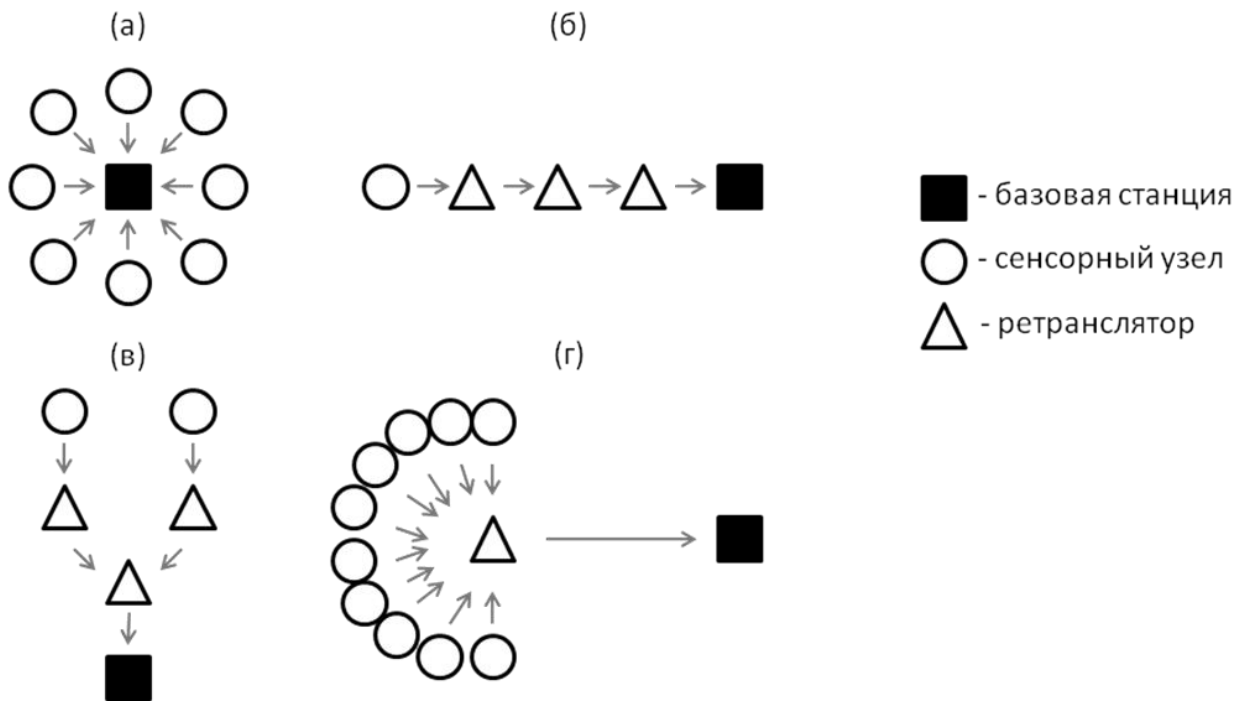


Рис. 3.5. Примеры топологий сети: «звезда» (а), «цепочка» (б), «дерево» (в), гибрид «звезды» и «цепочки» (г).

*Алгоритм сбора и передачи информации.* Сбор информации на сенсорном узле с аналогового датчика осуществляется под управлением микроконтроллера, который при помощи встроенного АЦП с заданной частотой оцифровывает аналоговый сигнал от подключенного датчика. Полученный отсчёт записывается в память микроконтроллера, где затем формируется пакет с данными для отправки в радиоэфир.

Передача информации в БСС осуществляется следующим образом. Сенсорный узел периодически посылает в эфир пакеты с данными (табл. 3.3). Эти пакеты принимаются узлом-ретранслятором, расположенным в области радиовидимости сенсорного узла, после чего на устройстве, принявшем сигнал, происходит проверка контрольной суммы. В случае успешной проверки осуществляется дальнейшая обработка пакета.

Для борьбы с избыточным трафиком на узлах-ретрансляторах введены специальные таблицы разрешённых адресов, и для передачи пакета ретранслятором необходимо, чтобы адрес отправителя в пришедшем пакете

содержался в этой таблице. При этом на каждой ретрансляции в пакет добавляется адрес устройства, через которое осуществляется ретрансляция, поэтому, когда пакет доходит до базовой станции, в нем имеется полная информация о маршруте, по которому был доставлен пакет.

Для того, чтобы один и тот же пакет не был передан одним и тем же ретранслятором более одного раза (такая ситуация возможна, когда сенсорный узел одновременно «слышит» более чем один ретранслятор), на ретрансляторе сохраняются поля с номером пакета и номером сенсорного узла (отправителя) из последнего ретранслированного пакета.

*Программное обеспечение.* В ходе работы над созданием БСС медицинского назначения было разработано программное обеспечение по управлению работой сети (далее – программа «Центр управления БСС»), устанавливаемая на персональный компьютер.

Основная задача программы «Центр управления БСС» – предоставить возможность пользователю задавать настройки работы узлов сети и визуализировать данные, получаемые от различных узлов сети.

Функции программы состоят в следующем:

- обеспечение приёма и передачи данных от СПШ приёмопередатчика на компьютер;
- обработка принятых данных;
- отображение информации от сенсорных узлов сети на интерфейсе программы;
- задание различных параметров работы узлов сети (создание таблиц маршрутизации, присвоение идентификационных номеров узлов сети, выставление уровня порога компаратора на приёмнике, выбор частоты посылки данных от сенсорных узлов);
- отображение маршрутов передачи данных от узлов сети.

Разработанное программное обеспечение состоит из следующих основных модулей:

- окно подключения к виртуальному COM порту;
- основное окно программы;
- окно задания настроек сенсорного узла;
- окно сенсорного узла;
- модуль приёма/передачи данных через виртуальный COM порт;
- модуль обработки принятых пакетов с данными.

Внешний вид программы представлен на рис. 3.6.

Алгоритм работы программы приведён на рис. 3.7. После запуска программы «Центр управления БСС» происходит инициализация основного окна программы, после чего осуществляется переход в режим ожидания действий от оператора. Такими действиями являются подключение к узлу сети через виртуальный COM порт, изменение настроек этого узла сети или выход из программы. После установки соединения с узлом сети программа переходит в режим приёма данных от устройств, находящихся в составе БСС.

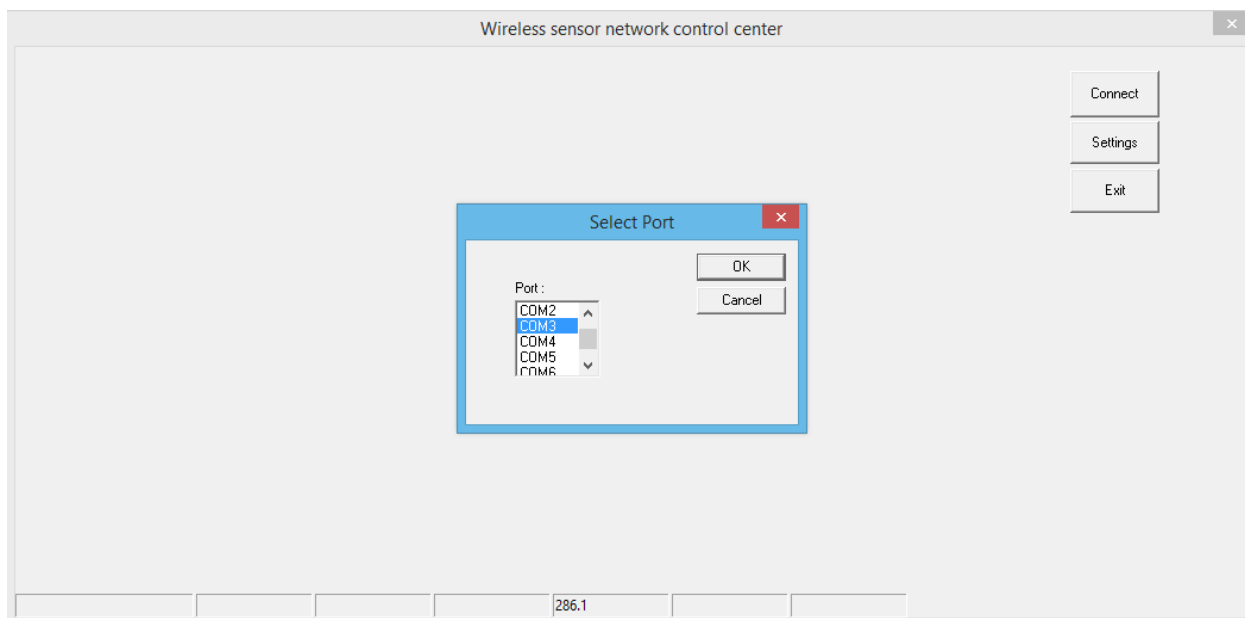


Рис. 3.6. Внешний вид основного окна программы и окна подключения к виртуальному COM порту.

Если такой пакет принимается, он затем разбирается и обрабатывается в соответствии со служебной информацией, находящейся в нём (при этом

определяются различные параметры, такие как адрес отправителя, маршрут передачи данных, тип передаваемых данных, порядковый номер пакета и др.).



Рис. 3.7. Алгоритм работы программы «Центр управления БСС».

В случае, если получен первый пакет от сенсорного узла с адресом отправителя, содержащимся в пакете, на основной форме программы создаётся новое окно (рис. 3.9), содержащее в себе информацию, полученную от данного узла сети. Если же такое окно уже имелось на основной форме программы, то информация на нём обновляется в соответствии с данными, извлечёнными из полученного пакета.

Сценарий работы с сетью состоит в следующем. Сначала каждый сенсорный узел сети последовательно подключается к компьютеру с установленной программой «Центр управления БСС», и на нём записываются необходимые параметры для работы (в первую очередь, это касается идентификационного номера и таблицы маршрутизации). После отключения от компьютера и подачи питания на узел сети он готов к началу



работы. Запрограммированные узлы сети расставляются по территории в соответствии со своими таблицами маршрутизации, а к компьютеру подключается базовая станция, через которую осуществляется связь между компьютером и сетью. После подключения базовой станции и включения питания на расставленных узлах сети на компьютер начнут посылаться данные, и на основном окне интерфейса программы будут появляться новые окна, в которых содержится информация, полученная от сенсорных узлов сети. В окнах, число которых равно сумме числа сенсоров и ретрансляторов, отображается номер устройства, от которого идут данные, количество принятых от него пакетов, сами данные и маршрут, по которому они были доставлены (рис. 3.9.).

### **3.5. Экспериментальное исследование сверхширокополосной беспроводной сенсорной сети**

Для исследования БСС на основе СШП хаотических приёмопередатчиков был проведен ряд экспериментов с типовыми вариантами топологии сети, возможными при разворачивании БСС в медицинском учреждении. Основными задачами проведения экспериментов являлись проверка работоспособности предложенной сенсорной сети медицинского назначения подхода и оценка её эффективности.

Все испытания проводились в помещениях института Радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН.

*А. Эксперименты по передаче данных из нескольких помещений (статический режим).*

В экспериментах проверялась работа сети при приёме данных от сенсорных узлов, расположенных в двух помещениях, базовая станция находилась вне прямой видимости сенсорных узлов, которые осуществляли сбор данных. Топология сети имела вид «дерева» с двумя ветвями (рис. 3.5в).

При проведении испытания использовались 2 сенсорных узла (У1, У2) (источником данных в экспериментах, описанных в пп. А-В, являлись датчики температуры), 3 ретранслятора (У3, У4, У5) и 1 базовая станция (У6). Схема эксперимента представлена на рис. 3.8. Данные от сенсорного узла У1 передавались на ретранслятор У3, после чего попадали на ретранслятор У5 и затем принимались базовой станцией У6. Аналогично передавались данные от сенсорного узла У2, расположенного в коридоре: данные через ретранслятор У4 попадали на ретранслятор У5, после чего их принимала базовая станция. После обработки и визуального представления, на компьютере появлялись данные от сенсорных узлов У1 и У2.

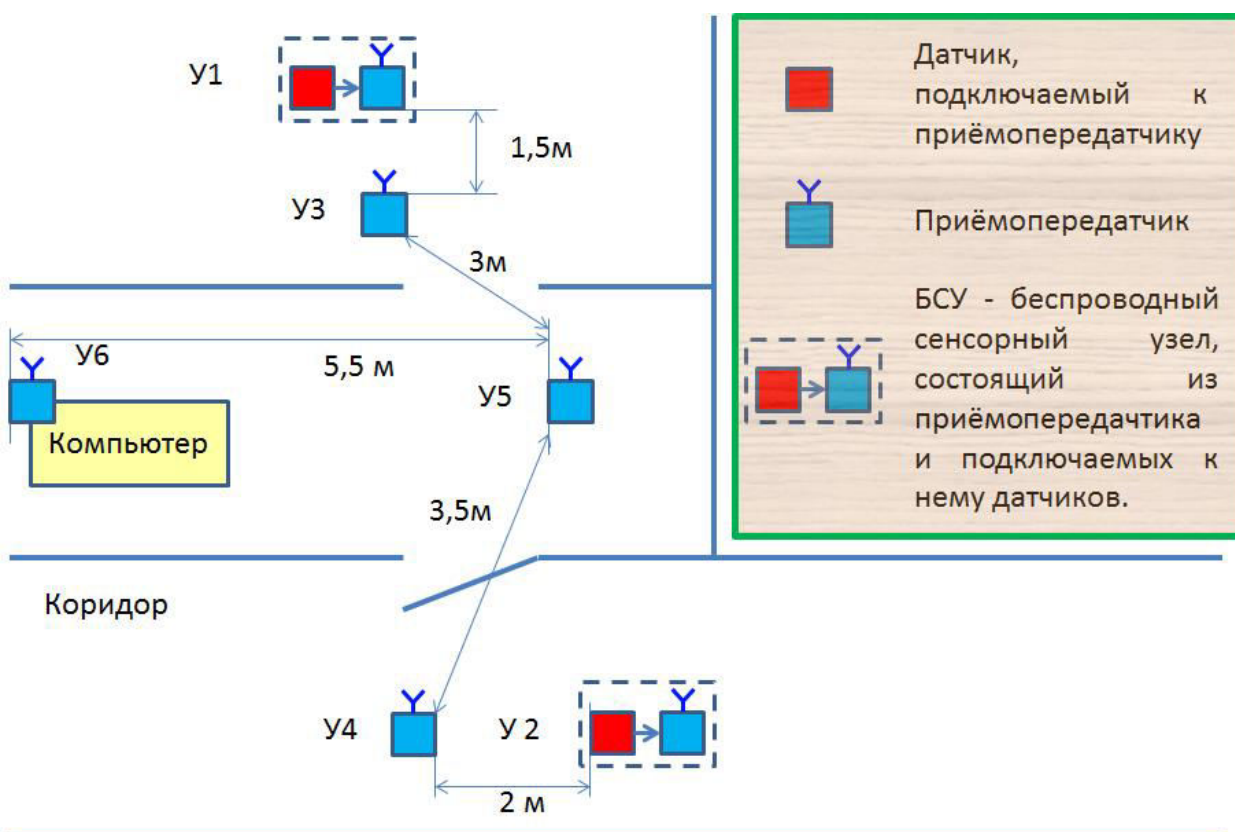


Рис. 3.8. Схема расположения узлов сети при сборе и передаче данных из двух помещений.

Обработка и визуализация данных на компьютере производилась при помощи программы «Центр управления БСС» («Wireless sensor network control center»).

На рис. 3.9 представлен интерфейс программы в процессе работы сети. В окнах, число которых равно сумме числа сенсоров и ретрансляторов, отображается номер устройства, от которого идут данные, количество принятых от него пакетов, сами данные и маршрут, по которому они были доставлены. В случае, отображенном на рис. 3.9, данные поступали на компьютер от обоих сенсорных узлов: У1 (Sensor ID:1) и У2 (Sensor ID:2), по маршрутам, использующим по 2 ретранслятора: У3, У5 и У4, У5, соответственно.

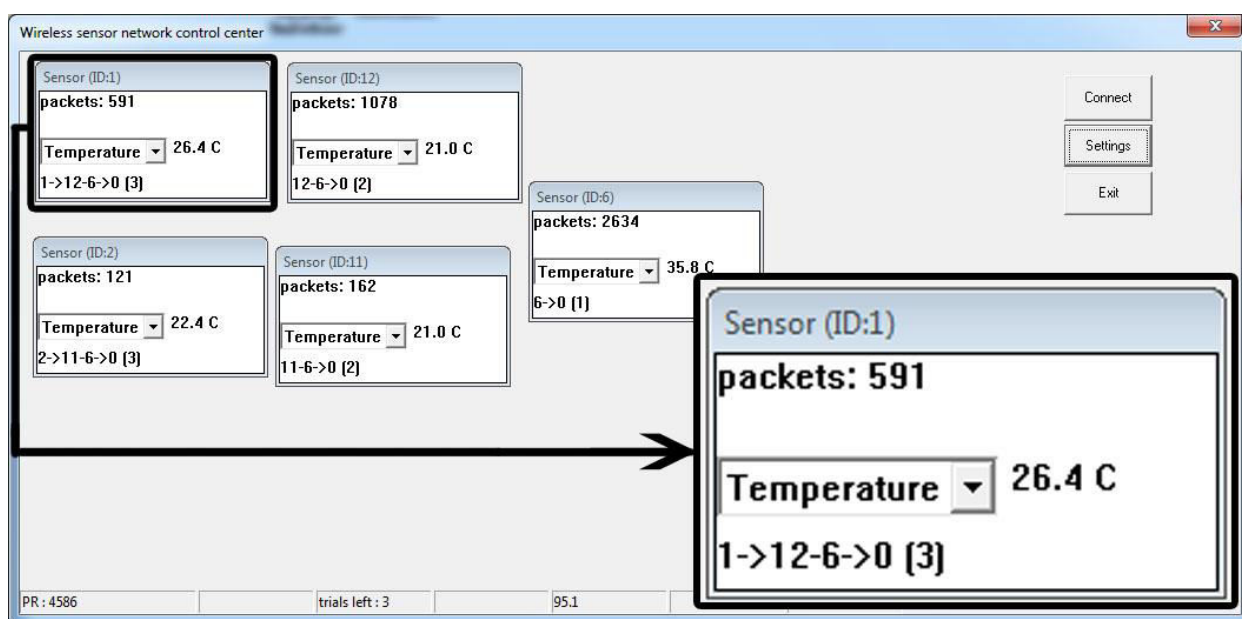


Рис. 3.9. Интерфейс программы «Центр управления БСС».

В экспериментах с СШП БСС в топологии типа «дерево», при независимом снятии данных от сенсорных узлов не наблюдались коллизии из-за столкновения пакетов.

*Б. Эксперименты по передаче данных от ансамбля сенсорных узлов.*

В экспериментах изучалась возможность работы БСС в случае одновременного сбора информации от нескольких сенсорных узлов, данные от которых поступали на базовую станцию через ретранслятор. Топология сети представляла собой комбинацию топологий «звезды» и «цепочки» (рис. 3.5г).

При проведении экспериментов использовались 10 сенсорных узлов (У1-У10), узел ретранслятор (У11) и базовая станция (У12). Все сенсорные узлы сети работали в асинхронном режиме, посылая данные один раз в секунду.

Эксперименты показали, что в такой топологии сети система устойчиво работает в асинхронном режиме. При этом теоретические оценки показывают, что устойчивый характер функционирования сети сохранится при увеличении числа сенсорных узлов по меньшей мере в десять раз по сравнению с числом узлов, использовавшихся в экспериментах.

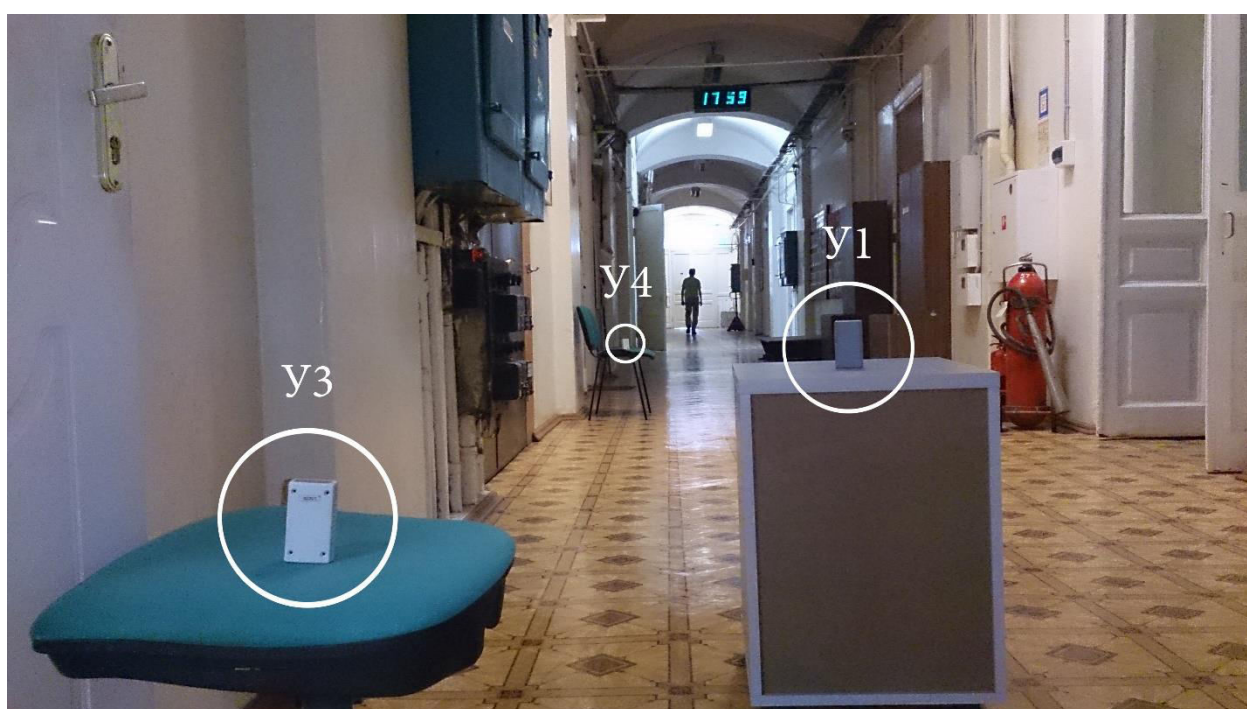


Рис. 3.10. Расположение приёмопередатчиков в эксперименте с изменяемой топологией сети. Данные от термодатчика с сенсорного узла У1 поступают на ретранслятор У3.

### *В. Эксперименты по передаче данных от движущегося сенсорного узла.*

Задачей экспериментов являлась проверка работы сверхширокополосной беспроводной сенсорной сети в случае передачи данных от сенсорного узла, перемещающегося вдоль цепочки ретрансляторов. Данные от узла принимает ближайший к нему ретранслятор (рис. 3.10). Эксперименты моделируют ситуации, когда по коридору медицинского учреждения перемещается

пациент с датчиком. В отличие от предыдущих испытаний, топология сети динамически изменялась в зависимости от положения сенсорного узла (рис. 3.11).

При проведении экспериментов использовался сенсорный узел (У1), 3 приёмопередатчика-ретранслятора (У2, У3, У4) и базовая станция (У5).

Данные от подвижного сенсорного узла У1, расположенного на передвижной тумбе, поступали на тот ретранслятор, в области которого находился в данный момент узел У1, после чего передавались на следующий в цепочке ретранслятор, находящийся ближе к базовой станции У5 и т.д. После серии ретрансляций данные поступали на базовую станцию У5.

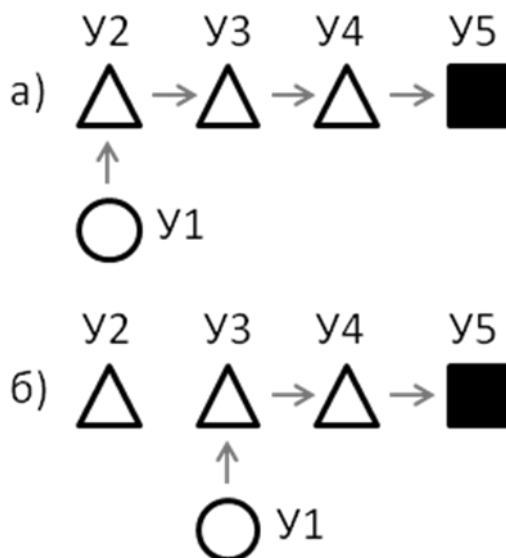


Рис.3.11. Топологии сети в эксперименте с подвижным сенсорным узлом. Положение узлов сети в начале эксперимента, когда данные проходят через 3 ретранслятора (а) и позднее, когда данные проходят через 2 ретранслятора (б).

В начальный момент времени тумба с сенсорным узлом У1 располагалась рядом с ретранслятором У2 в коридоре. Данные от сенсора поступали на компьютер по маршруту, проходящему через ретрансляторы У2, У3 и У4 (рис. 3.11а).

Затем тумба была перемещалась по коридору в сторону ретрансляторов У3 и У4 (рис 3.11б).

Во время проведения экспериментов было установлено, что данные от сенсорного узла У1 непрерывно поступают на базовую станцию и отображаются на экране компьютера, в том числе при передвижении тумбы по коридору.

#### *Г. Эксперименты по передаче данных от пульсометра*

В описанных выше экспериментах основное внимание уделялось исследованию работы сверхширокополосной беспроводной сенсорной сети с различными вариантами топологий. При этом потоки данных от датчиков были невелики. В то же время в медицинских учреждениях приходится сталкиваться с датчиками, являющимися более требовательными к пропускной способности сети. Такими датчиками являются, например, датчики для снятия электрокардиограмм. Одновременное использование многих датчиков такого типа будет приводить к большой загрузке сети. При этом высокие требования предъявляются и к надежности передачи данных, которая должна обеспечивать качественное восстановление кривых электрокардиограмм в точке приема. В рассматриваемых ниже экспериментах осуществлялась передача электрокардиограмм от сенсорного узла с кардиодатчиком – пульсометром, описанного в разделе 3, на базовую станцию и оценивалось качество этой передачи. Затем, на основе полученных в эксперименте данных, были произведены оценки максимального количества датчиков, передачу данных от которых сможет обеспечить сеть.

Для проведения данного эксперимента была специально разработана программа для компьютера, основные функции которой заключаются в приёме данных от СШП приёмопередатчика, подключенного к компьютеру, их обработке и визуализации (построении графика пульсовой волны) в режиме реального времени.

Скорость передачи данных от пульсометра составляла 3200 Бит/с. Эксперименты проводились в режиме «точка – точка».

В ходе экспериментов базовая станция комплекса подключалась к компьютеру. К приёмопередатчику, расположенному у пациента, подключался пульсометр, электроды которого закреплялись на запястьях испытуемого.

Программа на компьютере получала переданные данные от пульсометра, после чего в режиме реального времени в ней строился график пульсовой волны (рис. 3.12).

В результате проведенных экспериментов было установлено, что данные от пульсометра передавались корректно на требуемой скорости, с потерей информации, не превышающей 1%. На полученном графике отчетливо выделяются пики пульсовой волны, которые позволяют при дальнейшей обработке автоматически подсчитывать пульс пациента, а также дают возможность специалисту дать более точную оценку состояния пациента.

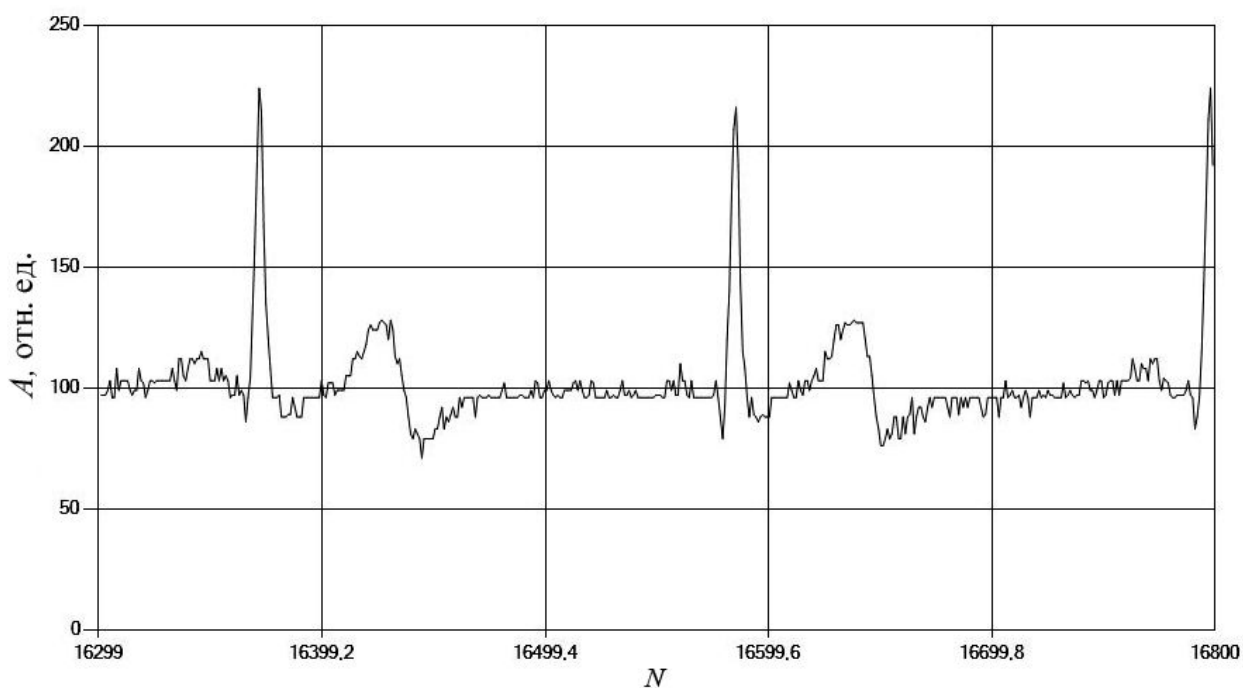


Рис. 3.12. Пульсовая волна;  $N$  – число отсчетов,  $A$  – значение отсчета.

Поскольку надежная передача данных не требует в рассматриваемой системе перезапросов или других специальных мер для понижения вероятности ошибок, простые оценки показывают, что в случае работы сети в синхронном режиме возможно подключение около 250 каналов с передачей ЭКГ. Это более чем на порядок превышает возможности узкополосных сенсорных систем на основе технологии ZigBee.

## **Выводы**

Даны оценки потенциальных характеристик беспроводных СШП сенсорных сетей медицинского назначения на основе СШП хаотических радиоимпульсов.

Разработана и исследована экспериментальная беспроводная сенсорная сеть на основе СШП приёмопередатчиков, использующих в качестве носителя информации хаотические радиоимпульсы. В процессе создания такой сети было разработано специальное программное обеспечение для управления работой как отдельных узлов сети, так и всей сетью в целом.

В ходе исследований были проведены эксперименты по сбору и передаче данных для типовых топологий, возможных при развёртывании БСС в медицинском учреждении («цепочка», «звезда», «дерево»).

Полученные результаты показывают, что сенсорные сети на основе СШП хаотических радиоимпульсов могут быть эффективно использованы для решения задач автоматизации мониторинга пациентов в медицинских учреждениях, в том числе, в случае необходимости передачи больших объёмов данных.

Для дальнейшего развития данного направления необходимо усовершенствование как аппаратной, так и программной части системы мониторинга физиологических параметров пациентов в медицинском учреждении. Усовершенствования в аппаратной части касаются уменьшения



энергопотреблении и излучаемой мощности сигнала приёмопередатчиков при сохранении возможности устанавливать радиосвязь в типичных условиях медицинского учреждения. Что же касается программной части, то для развития БСС медицинского назначения необходимо рассмотреть возможность реализации функций самоконфигурации, самосборки, самодиагностики и самовосстановления сети, а также уделить внимание вопросам автоматического анализа и обработки собираемых данных, интеграции медицинских БСС в инфокоммуникационную инфраструктуру медицинского учреждения.

В процессе создания и исследования экспериментальной СШП БСС медицинского назначения (аппаратные и программные решения) были созданы аппаратные и программные средства с широкими возможностями. Поэтому было принято решение применить их в родственной задаче - передаче информации между нейроподобными элементами, где элемент нейронной сети моделируется на приёмопередатчике.

## **Глава 4. Передача информации между нейроподобными элементами**

### **Введение**

Вопрос об организации информационных процессов в нейронных системах является фундаментальным и давно привлекает внимание исследователей. Одной из первых в этом направлении была работа А.Л. Ходжкина и Э.Ф. Хаксли [62], где предложена модель нейрона для центральных генераторов ритмов, управляющих движениями живых организмов. Позднее был создан ряд других математических моделей, описывающих поведение нейронов [63-65], в том числе генерацию спайков и реакцию на них нейронов. Это позволило понять основы динамики отдельного нейрона и частично нейронных сетей.

Нейронные системы представляют интерес не только с позиции описания таких объектов на уровне сигналов биологических систем, но и с позиции передачи данных на информационном уровне. В данной части диссертации вопрос о передаче информации между нейронами рассматривается с точки зрения организации при помощи нейроподобных элементов передачи информационных потоков в привычной для теории связи форме – в виде битовых потоков. Будут исследованы характеристики канала связи между нейронами и определены их зависимости.

### **4.1. Модель коммуникационной системы**

Для решения поставленной задачи будем использовать модель коммуникационной системы, в которой в качестве приёмника и передатчика информации используется математическая модель нейрона. Кроме того, в модель “системы связи” входит формирователь потока прямоугольных импульсов, воздействующих на вход передающего нейрона. Этот поток

импульсов соответствует потоку передаваемых импульсов при определённом методе кодирования. Для передачи двоичной информации может использоваться модуляция, при которой передаваемому на определённой временной позиции импульсу соответствует передача «1», а отсутствие такого импульса при детектировании означает передачу «0» (в зарубежной литературе такая модуляция называется «on-off keying» или ООК). Следующий элемент системы связи – “канал”, по которому распространяется сигнал с выхода нейрона-передатчика. Поток спайков от передающего нейрона после прохождения канала поступает на вход нейрона-приёмника. На его выходе располагается декодирующее устройство.

Информационный битовый поток будем считать успешно переданным при помощи “нейронного канала связи”, если декодирующее устройство правильно восстанавливает битовую последовательность, подаваемую на вход нейрона-передатчика в виде последовательности импульсов.

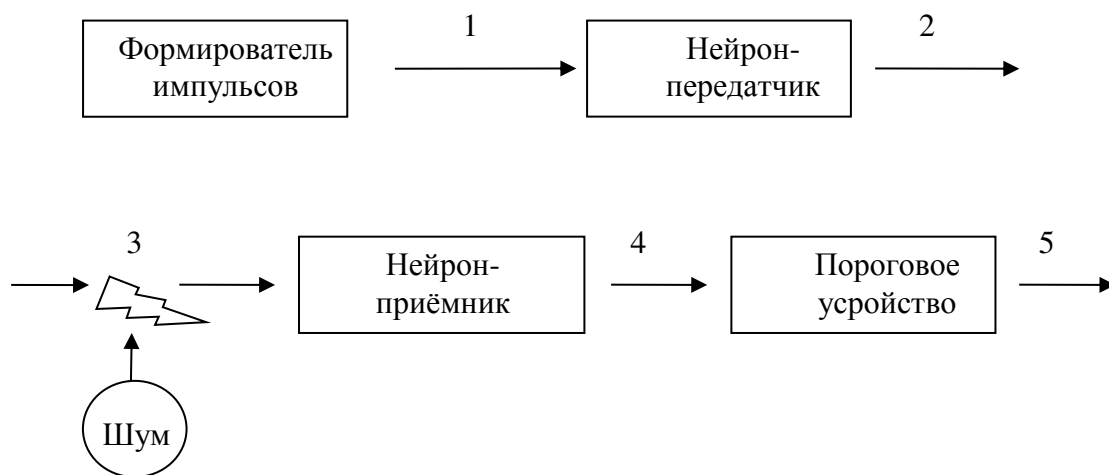


Рис. 4.1. Схема передачи информации с использованием нейроподобных элементов: 1 – поток прямоугольных импульсов, 2 – передаваемая последовательность спайков, 3 – распространение сигнала в канале передачи, 4 – принятые спайки, 5 – продетектированный сигнал.

Таким образом, важным является безошибочное восстановление потока импульсов, которое практически не связано с методом кодирования. При этом, конечно, от метода кодирования зависит помехоустойчивость системы передачи. Схема рассматриваемой системы связи показана на рис. 4.1.

В качестве модели нейрона в работе используется модель Ходжкина – Хаксли, обладающая основными свойствами нейрона с точки зрения реакции на внешние сигналы и генерации спайков. Она описывается следующими уравнениями:

$$\begin{aligned} C_m \dot{V} &= I_{\text{ион}}(V, m, h, n), \\ \dot{m} &= \alpha_m(V)(1 - m) - \beta_m(V)m, \\ \dot{h} &= \alpha_h(V)(1 - h) - \beta_h(V)h, \\ \dot{n} &= \alpha_n(V)(1 - n) - \beta_n(V)n. \end{aligned} \quad (4.1)$$

Здесь  $C_m$  – ёмкость мембраны,  $V$  – потенциал мембраны,  $I_{\text{ион}}$  – ионный ток через мембрану,  $m$ ,  $h$  и  $n$  – безразмерные величины, характеризующие проводимость мембраны,  $\alpha_m, \beta_m, \alpha_n, \beta_n, \alpha_h, \beta_h$  – коэффициенты, определяющие динамику движения ионов. Ионный ток через мембрану определяется следующим образом:

$$I_{\text{ион}}(V, m, h, n) = -G_K n^4 (V - V_K) - G_{Na} m^3 h (V - V_{Na}) - G_V (V - V_V) \quad (4.2)$$

Коэффициенты  $\alpha_m, \beta_m, \alpha_n, \beta_n, \alpha_h, \beta_h$  описываются эмпирическими соотношениями:

$$\begin{aligned} \alpha_m &= 0.1 \frac{25 - V}{\exp\left(\frac{25 - V}{10}\right) - 1}, \beta_m = 4 \exp\left(\frac{-V}{18}\right), \\ \alpha_h &= 0.07 \exp\left(\frac{-V}{20}\right), \beta_h = \frac{1}{\exp\left(\frac{30 - V}{10}\right) + 1}, \\ \alpha_n &= 0.01 \frac{10 - V}{\exp\left(\frac{10 - V}{10}\right) - 1}, \beta_n = 0.125 \exp\left(\frac{-V}{80}\right). \end{aligned} \quad (4.3)$$

Далее для системы (4.1) принимаются следующие значения параметров:

$C_m = 1 \text{ мкФ/см}^2$ ,  $G_{Na}$  (максимальная  $Na^+$ -проводимость) =  $120 \text{ мСм/см}^2$ ,  $G_K$  (максимальная  $K^+$  - проводимость) =  $36 \text{ мСм/см}^2$ ,  $G_y$  (проводимость фоновой утечки) =  $0.3 \text{ мСм/см}^2$ ,  $V_{Na}$  (равновесный потенциал для  $Na^+$ ) =  $110 \text{ мВ}$ ,  $V_K$  (равновесный потенциал для  $K^+$ ) =  $-12 \text{ мВ}$ ,  $V_y$  (равновесный потенциал для канала утечки) =  $10.6 \text{ мВ}$ .

## 4.2. Нейрон как передатчик

При воздействии на нейрон-приёмник внешним сигналом его динамика описывается системой уравнений (4.1) с дополнительным членом в первом уравнении  $I_{внеш}$  (ток внешнего воздействия на мембрану).

На рис. 4.2 представлена реакция нейрона на сигнал, представляющий собой поток прямоугольных импульсов. Их амплитуда составляет  $4 \text{ мкА/см}^2$ . При увеличении амплитуды входного сигнала амплитуда спайков практически не меняется и составляет  $\sim 100 \text{ мВ}$ .

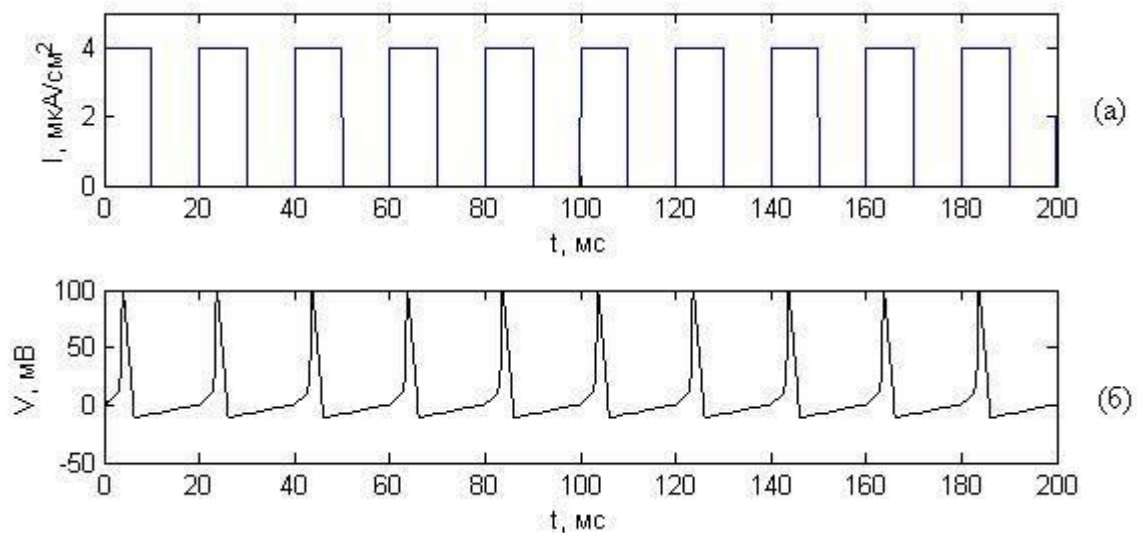


Рис. 4.2. Реакция нейрона на импульсное воздействие: (а) поток прямоугольных импульсов при  $I = 4 \text{ мкА/см}^2$  и  $T = 20 \text{ мс}$ , (б) потенциал на мембране нейрона.

Поскольку передача информации осуществляется при помощи генерации спайков, характеристики рассматриваемого “канала связи” определяются условиями, при которых такая генерация возможна при подаче внешнего импульсного сигнала.

Прежде всего выясним, при каких значениях амплитуды и ширины импульсного сигнала нейрон будет откликаться на импульсное воздействие спайками. Будем считать, что в системе детектируется спайк, если амплитуда выходного импульсного сигнала нейрона превышает отметку  $V = 50$  мВ. Для каждой амплитуды входного импульса будем постепенно увеличивать его ширину и отслеживать подобное превышение. Результаты моделирования показывают, что для амплитуды входного сигнала  $I = 4$  мкА/см<sup>2</sup> критическая ширина, при которой возникают спайки, составляет  $T_{кр} = 2$  мс. При меньшей ширине подаваемых импульсов спайки на выходе не наблюдаются. В случае более коротких прямоугольных импульсов (например, для увеличения скорости передачи) для генерации спайка нужно увеличивать амплитуду входных импульсов.

Зависимость максимальной амплитуды выходного сигнала  $V_{\text{макс}}$  от ширины подаваемого импульсного сигнала  $T$  при фиксированной амплитуде внешнего воздействия  $I = 4$  мкА/см<sup>2</sup> показана на рис. 4.3.

Из рисунка видно, что для данного значения тока минимальная ширина подаваемого на вход нейрона-передатчика прямоугольного импульса, при которой возможна генерация спайка, составляет  $T_{кр} \sim 2$  мс, тогда как длительность спайка  $\sim 10$  мс. Таким образом, можно сделать вывод, что нейрон-приёмник будет реагировать спайками на своём выходе при получении спайков от нейрона-передатчика, причём их длительность не будет помехой для приёма.

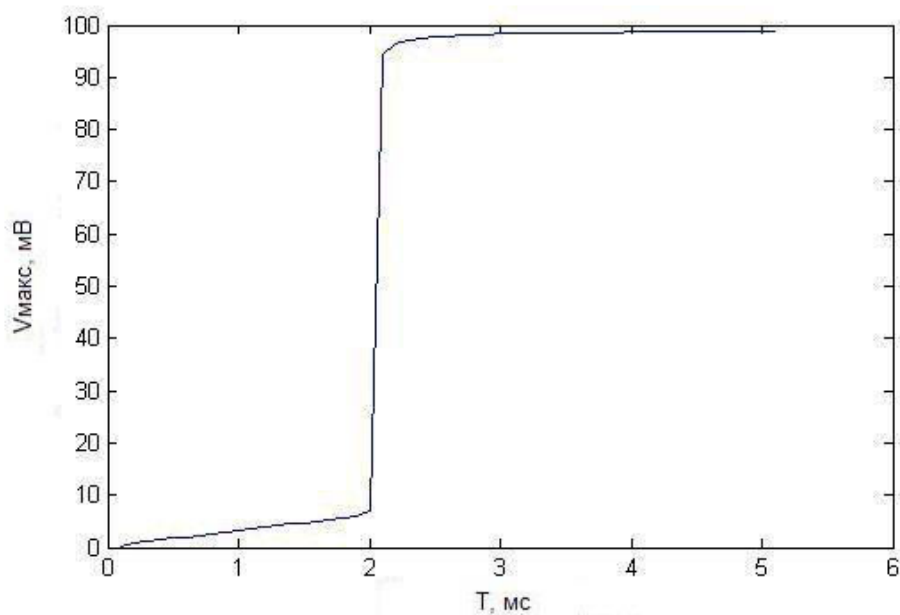


Рис. 4.3. Зависимость максимальной амплитуды выходного сигнала  $V_{\max}$  от ширины подаваемого импульсного сигнала  $T$  при  $I = 4 \text{ мкА/см}^2$ .

Реакция модели нейрона на поток входных прямоугольных импульсов приводит к появлению соответствующей последовательности спайков на выходе нейрона в том случае, если расстояние между импульсами не слишком мало. При малых расстояниях между импульсами возникает характерный как для самих нейронов, так и для модели нейрона Ходжкина – Хаксли эффект рефрактерности [66]. Он заключается в наличии времени, в течение которого нейрон не способен возбудиться после предыдущего воздействия на него. Таким образом, период рефрактерности определяет минимальное время, необходимое нейрону для того, чтобы прореагировать спайком на внешнее воздействие после предыдущей подобной реакции. При выбранных параметрах модели время рефрактерности  $T_p$  составляет  $\sim 10$  мс.

### 4.3. Нейрон как приёмник

Теперь рассмотрим нейроподобный элемент в качестве приёмного устройства, реагирующего на спайки, приходящие к нему по каналу связи от

нейрона-передатчика. Пусть источник информационных сигналов воздействует на вход нейрона-передатчика последовательностью прямоугольных импульсов с периодом  $T > T_p$  (рис. 4.4а). В результате этого воздействия на выходе нейрона-передатчика генерируется последовательность спайков (рис. 4.4б), которая, пройдя по «каналу связи», попадает на вход нейрона-приёмника. После этого последовательность спайков возникает уже на выходе нейрона-приёмника (рис. 4.4в).

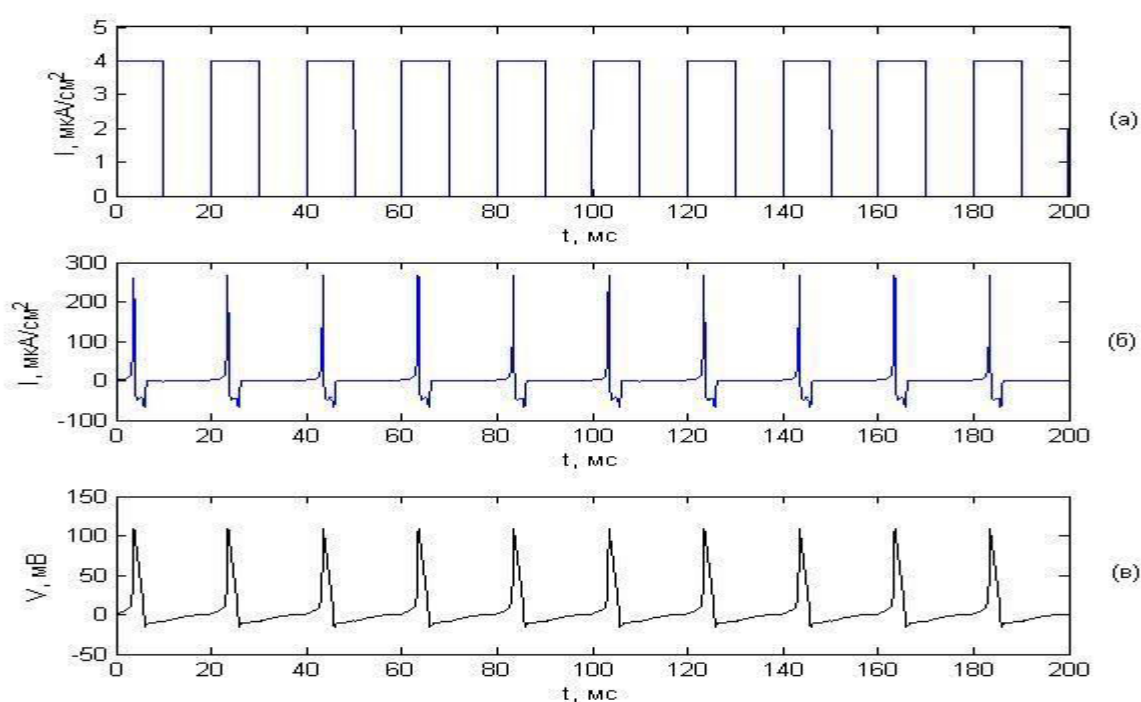


Рис. 4.4. Реакция нейрона-приёмника на входящие спайки: (а) прямоугольные импульсы на входе нейрона-передатчика при  $T = 20$  мс и  $I = 4$   $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ , (б) сигнал на входе нейрона-приёмника, (в) сигнал на выходе нейрона-приёмника.

Таким образом, “канал связи” корректно передаёт информацию в виде спайков при отсутствии ослабления и искажений сигнала. Однако реально в канале связи возникают искажения сигналов в виде шумов и затухания в среде распространения. Рассмотрим влияние этих факторов на работу



системы передачи информации. В результате моделирования было выяснено, что амплитуда спайка на выходе нейрона-приёмника остаётся примерно на одном уровне даже при ослаблении входного сигнала в несколько раз. Однако когда входной сигнал ослабевает в 10 раз, выходной сигнал скачкообразно уменьшается до 8 мВ.

В силу наличия ограничений на передаваемый информационный сигнал, которые были описаны выше (в первую очередь, наличие периода рефрактерности), корректность принятия сигнала определяется фактически лишь амплитудой приходящего спайка. Так, например, наличие того же периода рефрактерности у нейрона-приёмника не повлияет на приём сигнала, так как нейрон-передатчик не сможет послать два слишком близких друг к другу по времени спайка. Рисунок 4.5 соответствует случаю, когда из-за малого временного интервала между прямоугольными импульсами источника информации нейрон-передатчик “теряет” отдельные биты.

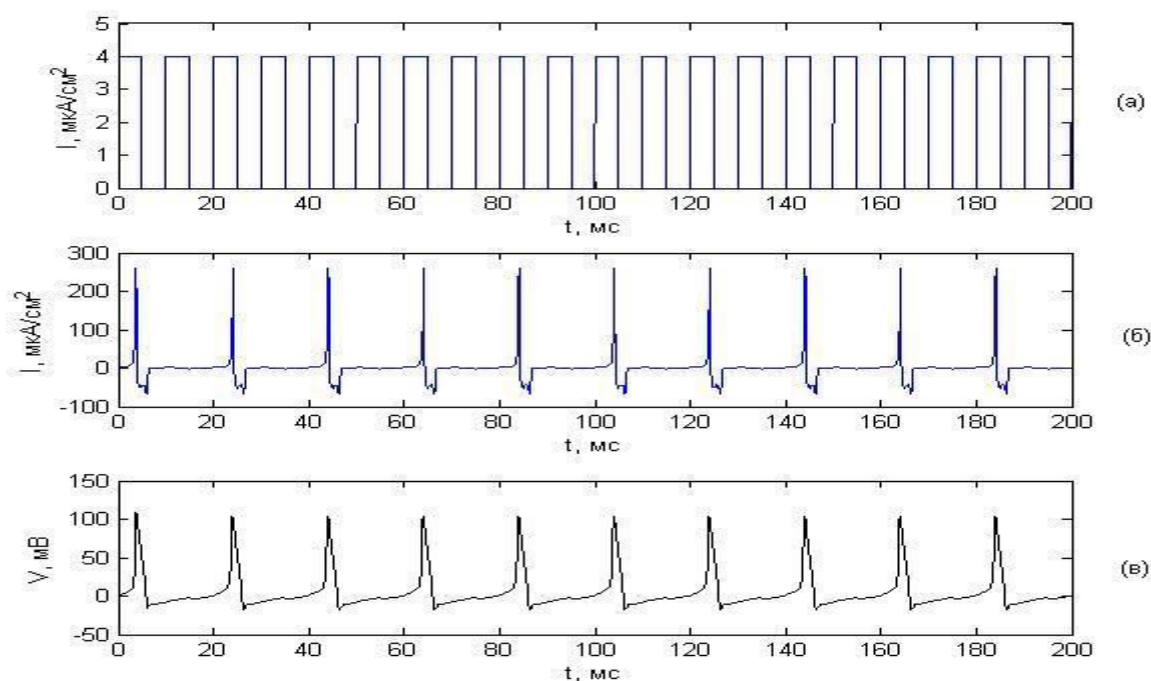


Рис. 4.5. Реакция нейрона-приёмника на входящие спайки: (а) прямоугольные импульсы на входе нейрона-передатчика с  $T = 10$  мс и  $I = 4$  мкА/см<sup>2</sup>, (б) сигнал на входе нейрона-приёмника, (в) сигнал на выходе нейрона-приёмника.

Исследуем влияние шума в канале на работу нейрона-приёмника. Его реакция на внешний шумовой сигнал имеет следующий характер: при малых амплитудах шума выходной сигнал также имеет шумовую природу с малой амплитудой. При увеличении амплитуды входного шумового сигнала реакция системы проявляется сначала в возникновении редких случайно расположенных спайков, затем при дальнейшем увеличении амплитуды шума частота появления спайков увеличивается. Так, на рис. 4.6 показано, как реагирует нейрон на гауссовский шум с амплитудой порядка  $100 \text{ мкА/см}^2$ .

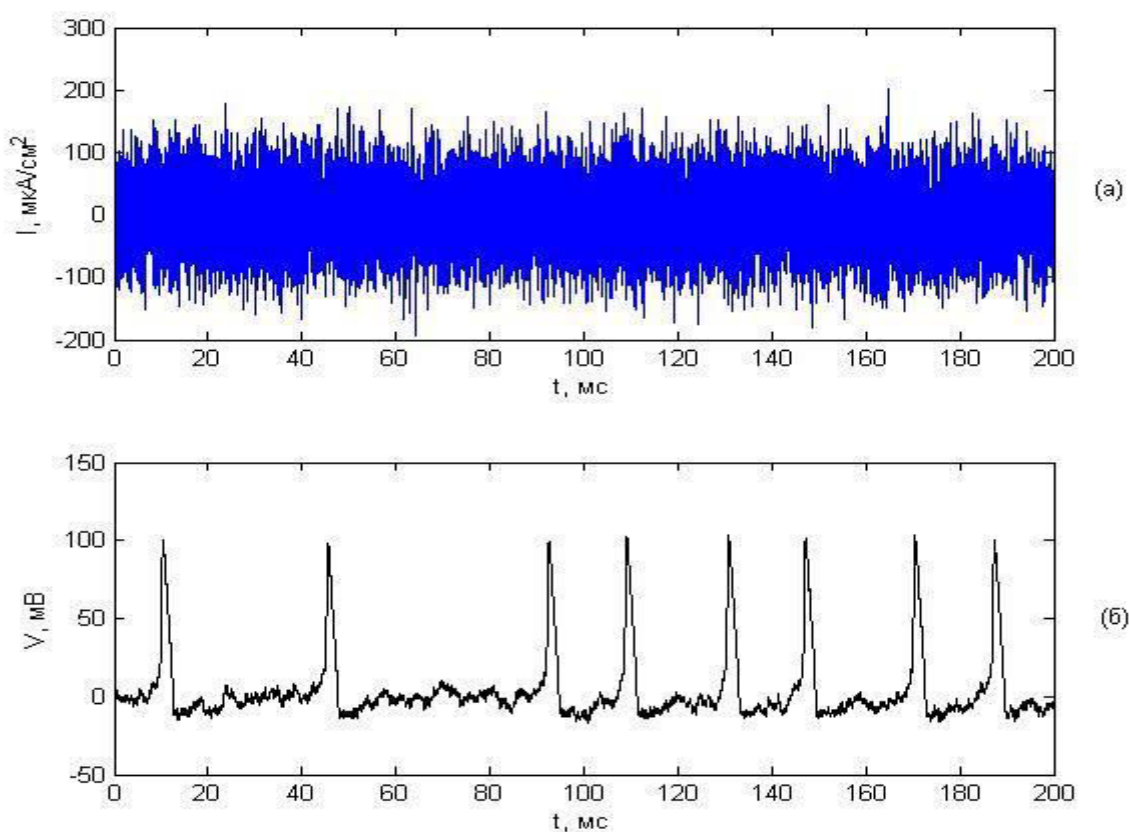


Рис. 4.6. Реакция нейрона-приёмника на гауссовский шум: (а) гауссовский шум с максимальной амплитудой порядка  $100 \text{ мкА/см}^2$ , (б) потенциал на мембране нейрона-приёмника.

Рассмотрим, как осуществляется приём зашумлённого в канале связи полезного сигнала. В этом случае сигнал, подаваемый на вход нейрона-приёмника, имеет следующий вид:

$$I_{\text{вх}} = I_{\text{вых}} + \eta(t) \quad (4.4)$$

Здесь  $I_{\text{вых}}$  – выходной сигнал с нейрона-передатчика,  $\eta(t)$  - гауссовский шум с нулевым средним значением и различной дисперсией. Исследуем зависимость качества приёма сигнала от уровня шума в канале. Пусть в приёмопередающей системе, состоящей из нейроподобных элементов, для определённости используется ООК-модуляция. Для оценки качества приёма сигнала рассчитаем вероятность ошибки на бит в принятом сигнале для различного уровня шума. Наличие или отсутствие спайка в заданном временном интервале будем определять при помощи порогового устройства. Величину порога выберем так, чтобы минимизировать вероятность ошибочного приёма сигнала. В данном случае она выбрана на уровне 80 мВ. Ширина импульса на уровне порога составляет  $\sim 2$  мс; в процессе моделирования было обнаружено, что при высоком уровне шума спайк может задерживаться на 2...3 мс; это также может быть вызвано инерционностью, присущей нейрону. Таким образом, спайк может располагаться на временном промежутке от 2 до 7 мс от начала периода. Именно на этом интервале алгоритм определяет наличие или отсутствие спайка. В результате моделирования получена зависимость вероятности ошибки на бит  $P_{\text{ош}}$  от отношения уровня сигнала (энергии бита)  $E_b$  к шуму  $N_0$  (рис. 4.7). Этот рисунок иллюстрирует, что нейрон-приёмник распознаёт передаваемую информацию с вероятностью ошибки на бит  $10^{-3}$  при отношении уровня сигнала к шуму около 13 дБ. Полученный результат сопоставим по вероятностным характеристикам с обычными некогерентными приёмниками.

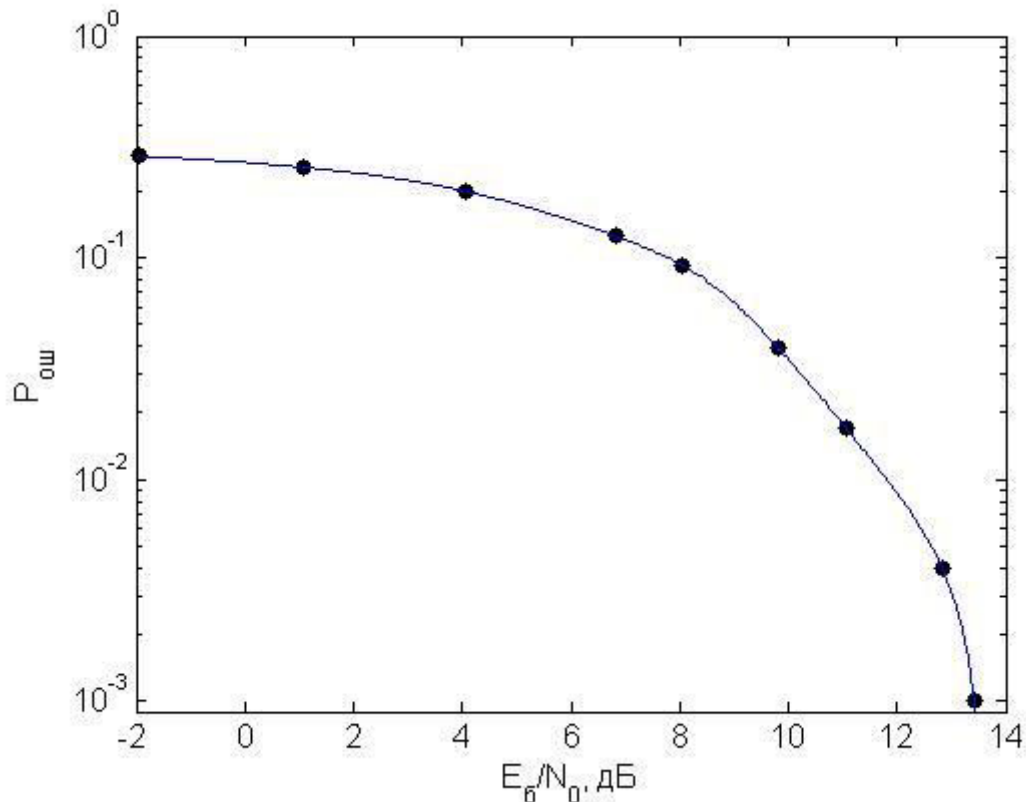


Рис. 4.7. Вероятность ошибки на бит  $P_{ош}$  в приёме спайка в зависимости от отношения уровня сигнала к шуму  $E_c/N_0$ .

#### 4.4. Передача информации между нейроподобными элементами с использованием сверхширокополосных прямохаотических приёмопередатчиков

Выше был исследован вопрос передачи цифровой информации между нейроподобными элементами на примере моделирования коммуникационной системы, состоящей из формирователя информационного сигнала, математической модели передающего и принимающего нейрона, канала связи в виде добавления аддитивного гауссовского шума и декодирующего устройства.

Решение этой задачи позволяет осуществить переход к исследованию вопросов моделирования процессов передачи информации в многоэлементных биологических системах. На примере моделирования

передачи информации между нейроподобными элементами будет показана возможность применения аппаратных и программных средств, разработанных для БСС медицинского назначения, для исследования процессов передачи информации в многоэлементных биологических системах.

Ниже приведены основные идеи подхода к моделированию биологической системы (нейронной сети) при помощи беспроводных сенсорных сетей:

- Каждый узел беспроводной сенсорной сети представляет собой один нейрон,
- Поведение нейрона - узла сети определяется математической моделью, описывающей реакцию нейрона на внешние сигналы и генерацию спайков (например, модель Ходжкина-Хаксли [62]),
- Связь между нейронами-узлами сети осуществляется за счёт обмена информацией об их текущем состоянии (описываемом математической моделью) при помощи передачи данных по радиоканалу,
- Такой способ связи позволяет создавать систему нейронов с высокой масштабируемостью: добавление или удаление элементов сети приводит лишь к обработке дополнительных пакетов с данными о состоянии нового узла сети.

Первым этапом является создание простейшей топологии нейронной сети на основе БСС, а именно – передача сигналов в системе «точка-точка». Решение этой задачи и будет рассмотрено ниже.

В качестве узлов сети были использованы СШП прямохаотические приёмопередатчики ППС-43 (их описание представлено в Главе 3).

Для данного приемопередатчика была разработана специальная актуаторная плата (актуатор) на основе микроконтроллера STM32L, используемого в качестве устройства обработки информации, и цветного RGB светодиода, применяемого как устройство визуального отображения. В качестве интерфейса взаимодействия между актуатором и

приёмопередатчиком использовался интерфейс UART. Приёмопередатчик ППС-43 вместе с актуатором, а также структурная схема узла БСС на их основе показаны на Рис. 4.8.

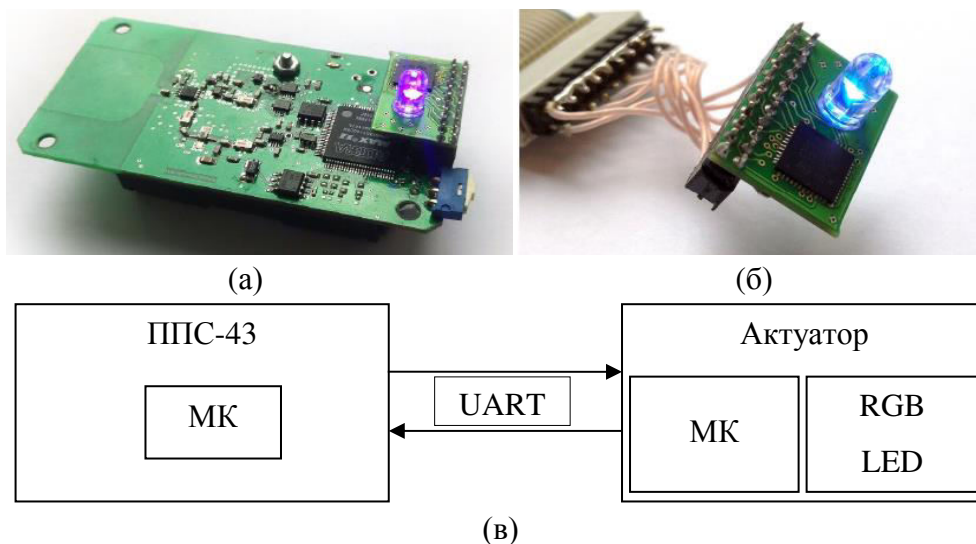


Рис. 4.8. Узел БСС и его структура: (а) СШП приёмопередатчик ППС-43 с актуатором; (б) актуатор; (в) структура узла.

Микроконтроллер STM32L имеет RISC архитектуру, его тактовая частота может меняться от 1 до 32 МГц. Таким образом, это достаточно мощный процессор. При этом микроконтроллер STM32 – чрезвычайно компактное и мало потребляющее устройство. Важным свойством микроконтроллера является возможность эмуляции на нем операций с плавающей запятой, что позволяет использовать его как полноценное устройство для моделирования динамических систем.

Обмен информацией между узлами БСС производится посредством сетевых пакетов. В рамках проведенной работы использовались пакеты фиксированной длины с длиной  $L = 16$  байт. Первые 4 байта в пакете соответствовали уникальному номеру узла БСС, следующие 8 байт занимало передаваемое значение сигнала динамической модели, последние 4 байта — контрольная сумма, обеспечивающая контроль целостности пакета.

Программное обеспечение на актуаторе выполняет следующие функции:

- моделирование динамической системы Ходжкина-Хаксли

- взаимодействие с приёмопередатчиком ППС-43 через интерфейс UART
- реализация алгоритма обмена данными о внутреннем состоянии моделируемых динамических систем с другими узлами БСС
- визуализация внутреннего состояния динамической системы посредством цветного RGB светодиода.

*Описание методики экспериментов по передаче нейронных сигналов между узлами БСС.*

Цель эксперимента состоит в демонстрации возможности использования аппаратных и программных средств, разработанных для БСС, для организации передачи низкочастотного аналогового сигнала в виде спайков нейронной активности между нейроподобными элементами, которые представляют собой узлы БСС, содержащие математическую модель нейрона.

Если проводить сравнение с предыдущей моделью коммуникационной системы, представленной в начале этой главы, то здесь имеется такой же формирователь информационного сигнала. В качестве приёмника и передатчика используются реальные приёмопередающие устройства, содержащие в себе математическую модель нейрона. В качестве канала связи используется реальный радиоканал. Детектирование низкочастотного аналогового сигнала в виде спайков осуществляется на актуаторе, подключенном к приёмнику.

Методика проведения экспериментов состоит в следующем. Схема проведения эксперимента представлена на рис. 4.9.

К приёмопередатчику подключена плата с актуатором. На микроконтроллере актуатора моделируется математическая модель нейрона (модель Ходжкина-Хаксли со значениями параметров, представленными в пункте 4.2 настоящей работы). В качестве входного сигнала для этой модели используется последовательность прямоугольных импульсов, задаваемая с варьируемой частотой и длительностью импульсов (эта последовательность так же генерируется на микроконтроллере актуатора). Шаг интегрирования в

модели составляет  $dT = 0,01$ мс, моделирование осуществляется при помощи метода Эйлера решения систем ОДУ. Для повышения наглядности эксперимента между шагами интегрирования искусственно введена задержка  $\Delta T = 5$ мс.

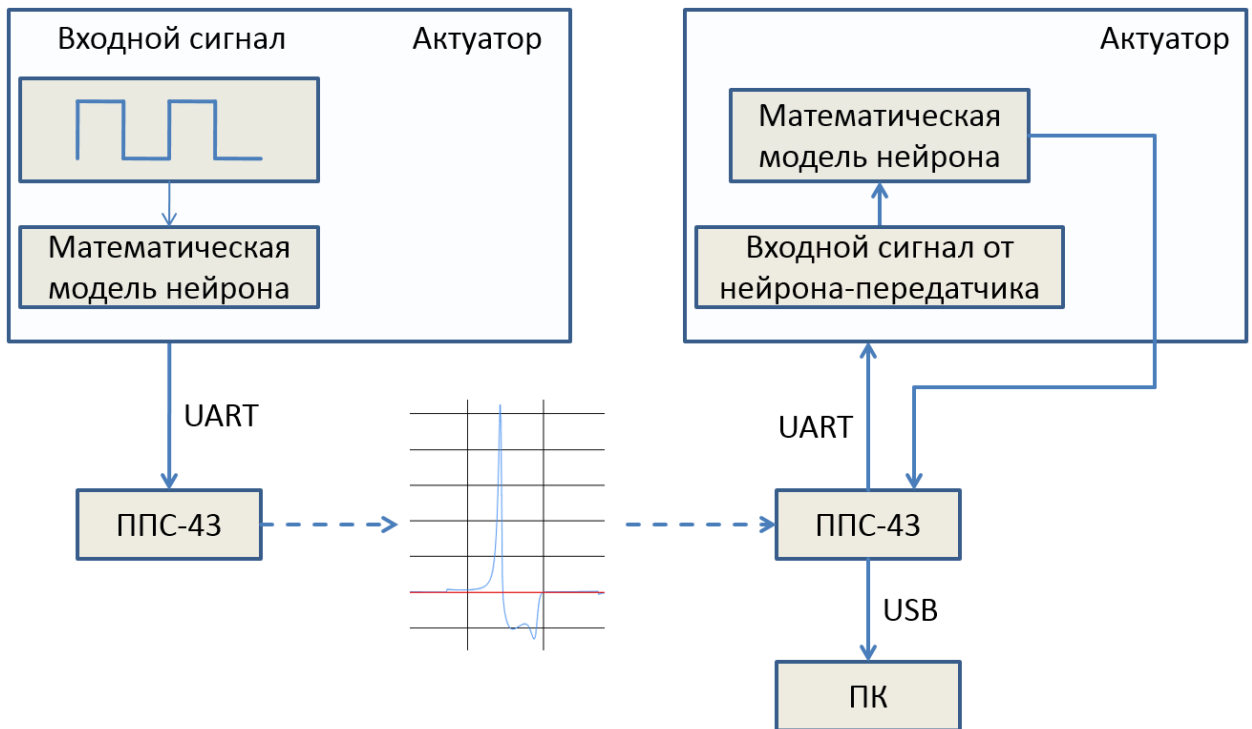


Рис. 4.9. Схема проведения экспериментов по передаче нейронных сигналов между приёмопередатчиками.

После того, как на микроконтроллере актуатора приёмопередатчика был рассчитан новый шаг интегрирования, его значение (а именно, значение выходного сигнала нейрона-передатчика  $I_{вых}$ ) по UART – интерфейсу передавалось на микроконтроллер приёмопередатчика. Затем это значение помещалось внутрь пакета с данными, который отсылался в радиоэфир.

Приёмопередатчик, принимающий пакеты с данными из радиоканала, извлекает из полученного пакета значение для тока нейрона-передатчика и передаёт его через UART - интерфейс на микроконтроллер актуатора, подключенного к приёмопередатчику. На этом актуаторе также как и на актуаторе, расположенном на передающем устройстве, интегрируются



уравнения математической модели нейрона, но здесь в качестве входного сигнала используется не генерируемая последовательность прямоугольных импульсов, а данные, принимаемые из радиоэфира (ток на выходе модели нейрона-передатчика). Далее с использованием этих данных рассчитывается шаг интегрирования и получается значение для напряжения на мембране модели нейрона-приёмника, которое задаёт цвет свечения светодиода актуатора. Также рассчитанная величина напряжения передаётся обратно на приёмопередатчик.

На завершающем этапе, на ПК, к которому подключён приёмопередатчик, отправляются значения на входе и выходе модели нейрона – приёмника, где строятся соответствующие графики зависимости этих величин от времени в режиме реального времени.

Эксперименты проводили для двух случаев характерного соотношения между длительностью прямоугольных импульсов и периодом рефрактерности нейрона:

- 1) Передача нейронных сигналов (спайков) в нормальном режиме (входная последовательность прямоугольных импульсов подаётся с периодом, превышающем период рефрактерности нейрона),
- 2) Передача нейронных сигналов (спайков) в режиме, когда входная последовательность прямоугольных импульсов подаётся с периодом, меньшим чем период рефрактерности нейрона.

*Эксперименты по передаче нейронных сигналов между узлами БСС.*

Приёмопередатчик ППС-43 с подключенным к нему актуатором, запрограммированным так, что математическая модель нейрона на нём имела на своём входе информационный сигнал в виде периодической последовательности прямоугольных импульсов с заданными значениями периода и амплитуды, будем называть Узлом 1. Приёмопередатчик ППС-43 с подключенным к нему актуатором, запрограммированным таким образом, чтобы на вход его динамической модели нейрона поступали данные,

получаемые приёмопередатчиком ППС-43, к которому он подключён, по радиоканалу, назовём Узлом 2.

Приёмопередатчики с подключенными к ним актуаторами располагались на расстоянии 2,5 м друг от друга (рис. 4.10).

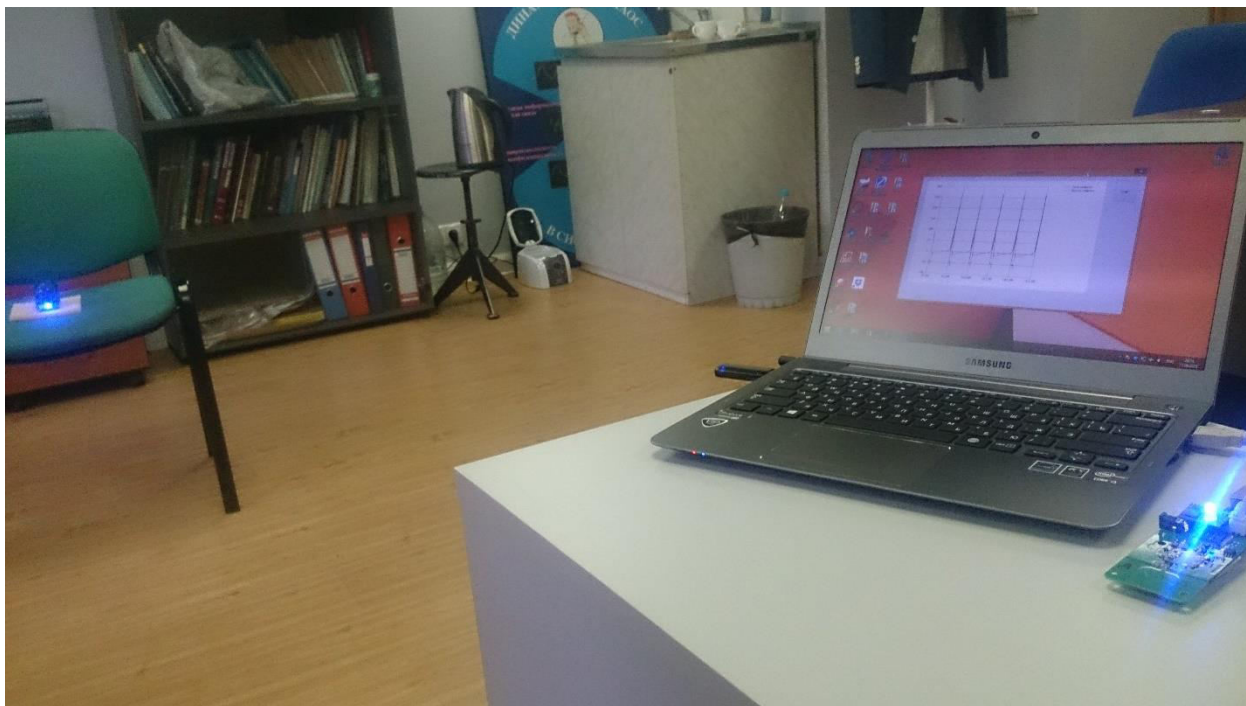


Рис. 4.10. Расположение приёмопередатчиков в экспериментах.

Узел 2 подключался к ноутбуку для того, чтобы была возможность наблюдать за состоянием моделируемой на нём динамической системы.

После подачи питания на Узел 1, программа на микроконтроллере приёмопередатчика ППС-43 запускала программу на актуаторе, в результате чего с актуатора начинали поступать данные о состоянии его динамической модели нейрона на микроконтроллер приёмопередатчика, после чего они передавались в эфир. Задержка между передачей этих пакетов составляла 5 мс. Для наглядности в случае, когда амплитуда на выходе модели нейрона-передатчика превышала  $50 \text{ мкА/см}^2$ , на актуаторе зажигался диод синим цветом.

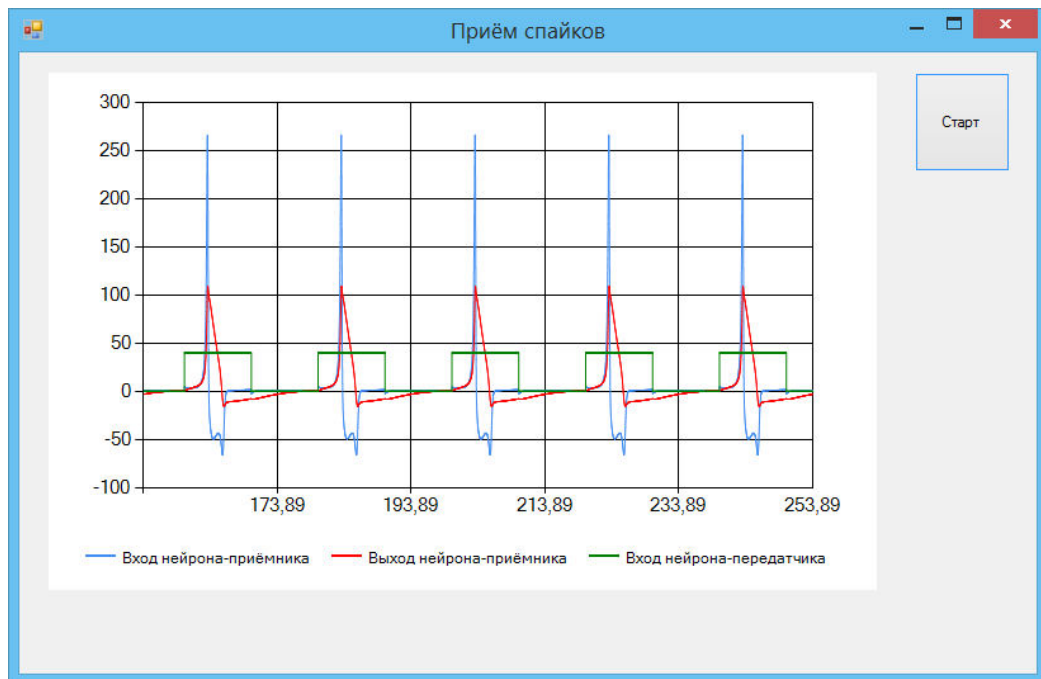
При включении питания на Узле 2, он переходил в режим приёма пакетов с данными из радиоканала, и запускалась программа на актуаторе, моделирующую нейрон-приёмник, где на вход подавался сигнал,

принимаемый из радиоканала. Аналогично Узлу 1, на Узле 2 в случае превышения сигнала на выходе модели нейрона-приёмника 50 мВ, на актуаторе загорался диод.

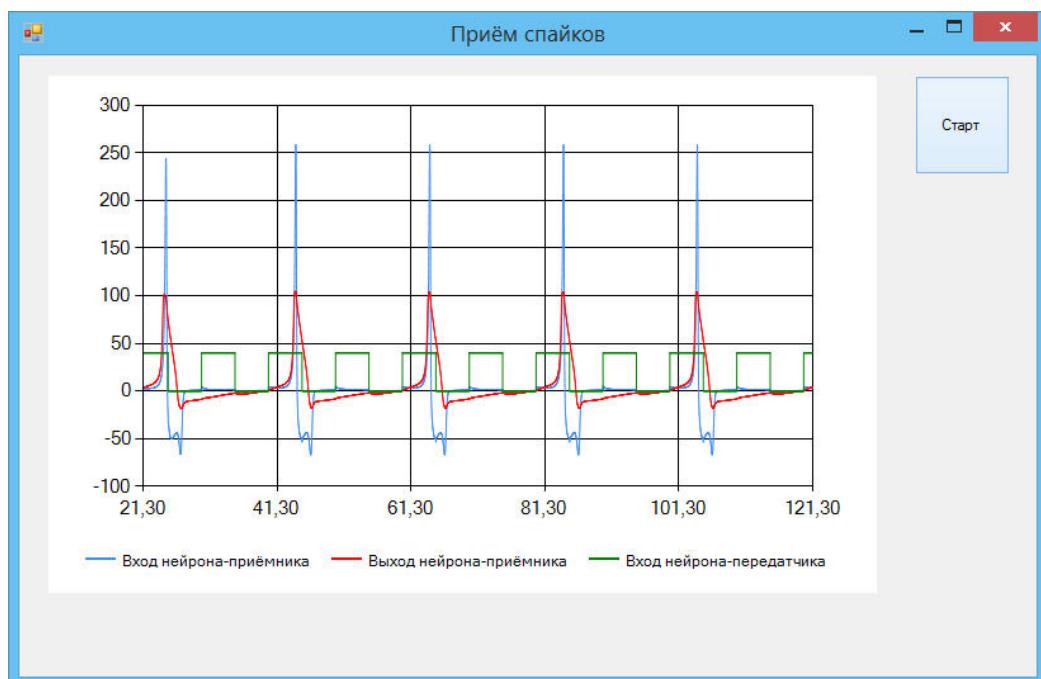
Для проведения данного эксперимента была специально разработана программа для компьютера, основные функции которой заключаются в приёме данных от приёмопередатчика ППС-43, подключенного к компьютеру через виртуальный COM – порт (использовался интерфейс UART для передачи данных), их обработке и визуализации (построении графика сигнала на входе и выходе модели нейрона-приёмника на Узле 2) в режиме реального времени.

На рис. 4.11. приведены результаты эксперимента для периодического входного сигнала в виде прямоугольных импульсов с амплитудой 4 мкА/см<sup>2</sup> и периодом 20 мс (а) и 10 мс (б) со скважностью 2.

Случай, представленный на рис. 4.11а соответствует передаче нейронных сигналов (спайков) в нормальном режиме (входная последовательность прямоугольных импульсов подаётся с периодом, превышающем период рефрактерности нейрона), случай 4.12б – когда период входной последовательности прямоугольных импульсов меньше периода рефрактерности нейрона. По этой причине во втором эксперименте можно наблюдать лишь каждый второй сигнал и картина формально выглядит также как в первом случае.



а)



б)

Рис. 4.11. Результаты эксперимента для периодического входного сигнала в виде прямоугольных импульсов с амплитудой  $4 \text{ мкА/см}^2$  и периодом 20 мсек (а) и 10 мсек (б) со скважностью 2.

## **Выводы**

Рассмотрен вопрос о передаче цифровой информации между нейроподобными элементами. Предложена структура системы передачи, состоящая из формирователя потока прямоугольных импульсов, нейрона-передатчика, нейрона-приёмника и детектирующего устройства. Показано, что такая система способна передавать двоичную информацию и обладает определённой помехоустойчивостью.

На примере моделирования передачи информации между нейроподобными элементами была показана возможность применения разработанных для БСС медицинского назначения аппаратных и программных средств для исследования процессов передачи информации в многоэлементных биологических системах.

## Заключение

В диссертационной работе изучена возможность создания сверхширокополосных беспроводных сенсорных сетей медицинского назначения, использующих в качестве носителя информации хаотические радиоимпульсы. Особое внимание уделено распространению СШП хаотических сигналов в типичных условиях медицинского учреждения, созданию макета экспериментальной беспроводной сенсорной сети и исследованию её характеристик.

Получены следующие основные результаты.

1. Проведён обзор и анализ работ по созданию и испытаниям экспериментальных БСС медицинского назначения за последние годы. На основе проведённого анализа сформулированы требования к перспективным СШП БСС медицинского назначения. Для проверки практической реализуемости таких сетей предложено создать экспериментальную СШП беспроводную сеть.

2. В рамках создания сети впервые исследовано распространение сверхширокополосных хаотических радиоимпульсов диапазона 3 – 5 ГГц в средах характерных для медицинских учреждений и определены типичные уровни затухания сигнала.

3. Разработана аппаратура и программное обеспечение для экспериментальной сверхширокополосной сети медицинского назначения.

4. Создан экспериментальный макет СШП БСС медицинского назначения.

5. Проведен комплекс измерений по проверке работоспособности и эффективности созданного макета при разных топологиях сети в широком диапазоне изменения объемов передаваемых данных. Результаты исследований характеристик сети полностью подтвердили правильность предложенной концепции и предложенных технических решений.

6. Показано, что возможности созданного макета как коммуникационной системы (среды) значительно шире, чем те, которые требуются для медицинских целей. В качестве примера продемонстрировано применение созданной аппаратуры для исследования процессов передачи информации между нейроподобными элементами.

## Список литературы

1. IEEE 802.11: Wireless LAN Medium Access Control and Physical Layer Specifications. N.Y.: IEEE, 2012.
2. IEEE P802.15: Wireless Personal Area Networks. N.Y.:IEEE, 2009.
3. IEEE P802.15.1 Wireless Personal Area Networks. N.Y.: IEEE, 2005
4. IEEE P802.15.4 Wireless Personal Area Networks. N.Y.: IEEE, 2005
5. IEEE Standard for Local and metropolitan area networks - Part 15.6: Wireless Body Area Networks. N.Y.: IEEE, 2012.
6. *Brennan T. A., Leape L. L., Laird N. M., Hebert L., Localio A. R., Lawthers A. G., Newhouse J. P., Weiler P. C., and Hiatt H. H.* Incidence of adverse events and negligence in hospitalized patients. Results of the Harvard medical practice study I. // *New England Journal of Medicine*, 1991, 324(6), p. 370–376.
7. *Leape L. L., Brennan T. A., Laird N., Lawthers A. G., Localio A. R., Barnes B. A., Hebert L., Newhouse J. P., Weiler P. C., and Hiatt H. H.* The nature of adverse events in hospitalized patients. Results of the Harvard medical practice study II. // *New England Journal of Medicine*, 1991, 324(6), p.377–384.
8. *Guang-Zhong Yang.* Body Sensor Networks. – London:Springer, 2006.
9. *Анищенко В. С.* Сложные колебания в простых системах. - М.: Наука, 1990.
10. *Дмитриев А. С., Кислов В. Я.* Стохастические колебания в радиофизике и электронике. - М.: Наука, 1989.
11. *Шустер Г.* Детерминированный хаос. Введение. - М.: Мир, 1988.
12. *Дмитриев А. С., Панас А. И., Старков С. О.* Динамический хаос как парадигма современных средств связи // *Зарубежная радиоэлектроника. Успехи современной радиоэлектроники*. 1997. № 10. С. 4-26.
13. *Дмитриев А.С., Старков С.О.* Передача сообщений с использованием хаоса и классическая теория информации // *Зарубежная радиоэлектроника. Успехи современной радиоэлектроники*. 1998. № 11. С. 4-32.



14. *Дмитриев А.С., Кяргинский Б.Е., Максимов Н.А., Панас А.И., Старков С.О.* Перспективы создания прямохаотических систем связи в радио и СВЧ диапазонах // Радиотехника, 2000, № 3, с.9-20.
15. *Дмитриев А.С., Панас А.И., Старков С.О., Кяргинский Б.Е.* Прямохаотические схемы передачи информации в сверхвысококачастотном диапазоне // Радиотехника и электроника, 2001, Т. 46, № 2, с. 224-233.
16. *Дмитриев А. С., Панас А. И., Старков С. О., Андреев Ю. В., Кузьмин Л. В., Кяргинский Б. Е., Максимов Н. А.* Способ передачи информации с помощью хаотических сигналов. □ Патент РФ № 2185032 от 27.07.2000.
17. *Дмитриев А. С., Панас А. И.* Динамический хаос. Новые носители информации для систем связи. - М: Физматлит, 2002.
18. *Дмитриев А.С., Кузьмин Л.В., Панас А.И., Пузииков Д.Ю., Старков С.О.,* Прямохаотические системы связи // Зарубежная радиоэлектроника. Успехи современной радиоэлектроники, 2003, № 9, С. 26-42.2.6.
19. *Дмитриев А.С., Клецов А.В., Лактюшкин А.М., Панас А.И., Синякин В.Ю.* Технологическая платформа для создания приемопередатчиков на основе хаотических сигналов // Успехи современной радиоэлектроники, 2008, №1, с. 77–83.
20. *Дмитриев А.С., Ефремова Е.В., Клецов А.В., Кузьмин Л.В., Лактюшкин А.М., Юркин В. Ю.* Сверхширокополосная беспроводная связь и сенсорные сети // Радиотехника и электроника, 2008, т. 53, №10, с. 1278-1289.
21. *Fariborzi, H., Moghavvemi, M.* Architecture of a Wireless Sensor Network for Vital Signs Transmission in Hospital Setting // Convergence Information Technology, 2007. P. 745 – 749.
22. *Tia Gao, Pesto C., Selavo L.* Wireless Medical Sensor Networks in Emergency Response: Implementation and Pilot Results // Technologies for Homeland Security, 2008, P. 187-192.
23. *López G., Custodio V.; Moreno J.I* LOBIN: E-Textile and Wireless-Sensor-Network-Based Platform for Healthcare Monitoring in Future Hospital

Environments // Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on (Volume:14 , Issue: 6).

24. *Octav Chipara, Chenyang Lu, Thomas C. Bailey.* Reliable Clinical Monitoring using Wireless Sensor Networks:Experiences in a Step-down Hospital Unit // SenSys'10, November 3–5, 2010, Zurich, Switzerland.

25. *R. Dor, G. Hackmann, Z. Yang, C. Lu, Y. Chen, M. Kollef and T.C. Bailey.* Experiences with an End-To-End Wireless Clinical Monitoring System // Conference on Wireless Health (WH'12), October 2012.

26. *Ville Kaseva, Timo D. Hamalainen, and Marko Hannikainen.* A Wireless Sensor Network for Hospital Security:From User Requirements to Pilot Deployment // EURASIP Journal on Wireless Communications and Networking, 2011.

27. *Schmidt R., Norgall T., Morsdorf J. et al.* Body Area Network BAN - a key infrastructure element for patient-centered medical applications // Biomedical Engineering. 2002. V. 47. № 1. P. 365-368.

28. *Otto C., Milenkovic A., Sanders C., Jovanov E.* System architecture of a wireless body area sensor network for ubiquitous health monitoring // J. Mobile Multimedia. 2006. V. 1. № 4. P. 307-326.

29. *Latre B., Braem B., Moerman I. et al.* A survey on wireless body area networks// Wireless Networks. 2011. V.17. № 1. P. 1-18.

30. *Zasowski T., Althaus F., Stager M. et al.* UWB for noninvasive wireless body area networks: channel measurements and results // Proc. IEEE Conf. Ultra Wideband Systems and Technologies 2003. N.Y.: IEEE, 2003. P. 285-289.

31. *Akyildiz I. F., Su W., Sankarasubramaniam Y., Cayirci E.* A Survey on Sensor Networks // IEEE Commun. Magaz. 2002. V. 40. № 8. P. 102-114.

32. *Varshney U., Sneha S.* Patient monitoring using ad hoc wireless networks: reliability and power management // IEEE Commun. Magaz. 2006. V. 44. № 4. P. 49-55.

33. *Jovanov E., Milenkovic A., Otto C., de Groen P. C.* A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation // *J. NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2005. V. 2. № 1. P. 16.
34. IEEE P802.15.6/D01. Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Wireless Personal Area Networks (WPANs) used in or around a body. N.Y.:IEEE, 2010.
35. *Astrin A.W., Li H.-B., Kohno R.* Standardization for body area networks // *Inst. Electronics, Information and Commun. Engineers (IEICE) Trans. on Commun.* 2009. V. E92. B. № 2. P. 366-372.
36. *Dobkin D.M.* RF Engineering for Wireless Networks Hardware, Antennas, and Propagation. Elsevier, 2005.
37. *Geier J.* Beating Signal Loss in WLANs.2002.  
[www.wi-fiplanet.com/tutorials/article.php/1431101/Beating-Signal-Loss-in-WLANs.htm](http://www.wi-fiplanet.com/tutorials/article.php/1431101/Beating-Signal-Loss-in-WLANs.htm).
38. 2.4 GHz Signal Attenuation Chart.  
[www.technolab-inc.com/html/Tech/signal\\_atten.htm](http://www.technolab-inc.com/html/Tech/signal_atten.htm).
39. [wireless.wikia.com/wiki/Wi-Fi](http://wireless.wikia.com/wiki/Wi-Fi).
40. *Hein G., Teuber A. et al.* GNSS Indoors. Fighting the fading. 2008.  
[www.insidegnss.com](http://www.insidegnss.com).
41. Как защититься от электромагнитного поля.  
[www.colan.ru](http://www.colan.ru)
42. *Кошелев Н.Ф., Карелин О.Н., 1974; Шандала М.Г. и др.* Характеристика защитных свойств строительных материалов и изделий из них при действии микроволн (1996).  
[grachev.distudy.ru/Uch\\_kurs/sredstva/Templ\\_1/templ\\_1\\_6.htm](http://grachev.distudy.ru/Uch_kurs/sredstva/Templ_1/templ_1_6.htm).
43. *Чухнов К.* Особенности проектирования радиоканальных объектовых систем сигнализации // *Технологии защиты*, 2010, № 1, с. 44–46.
44. *Safaai-Jazi A., Riad S.M., et al.* Report on Through-the-Wall Propagation and Material Characterization. Time Domain and RF Measurement Lab., Bradley

Dept. of Electrical Engineering, Virginia Polytechnic Institute and State University, Blacksburg, Virginia 24061-0111. Nov. 18, 2002.

45. *Лещанский Ю. И., Ульяновцев Н.В. и др.* Электрические параметры кирпича, цемента и древесины в диапазоне метровых-сантиметровых радиоволн. Ред. журн. «Изв. ВУЗов – Радиофизика». Горький, 1982. 7 с. Ил.-Библиогр.: 2 назв. Рус.-Деп. ВИНТИ. № 4772-82.

46. *Рыжов А.И., Лазарев В.А., Мохсени Т.И., Никеров Д.В., Андреев Ю.В., Дмитриев А.С., Чубинский Н.П.* Ослабление сверхширокополосных хаотических сигналов диапазона 3–5 ГГц при прохождении через стены зданий // Журнал радиоэлектроники, № 5, май 2012.

47. AD8317 Техническое описание.

[www.analog.com/static/imported-files/data\\_sheets/AD8317.pdf](http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD8317.pdf).

48. *Сивухин Д. В.* Общий курс физики. т. IV. Оптика. 3-е изд., М.: ФИЗМАТЛИТ, 2005. 792 с.

49. *Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М.* Теория поля. М.: Наука. 1988.

50. *Фок В.А.* Проблемы дифракции и распространения волн. М.: Сов. радио. 1970.

51. *Estes D.R.J., Welch T.B., Sarkady A.A., Whitesel H.* // Military Commun. Conf. (MILCOM) 2001. Communications for Network-Centric Operations: Creating the Information Force. N.Y.: IEEE, 2001. V.1. P. 247.

52. *Дмитриев А.С., Кяргинский Б.Е., Панас А.И., Старков С.О.* Прямохаотические схемы передачи информации в сверхвысокочастотном диапазоне // РЭ. 2001. Т. 46. №2. С. 224-233.

53. *Zasowski T., Althaus F., Stager M., Wittneben A., and Troster G.* UWB for noninvasive wireless body area networks: channel measurements and results. // Proc. IEEE conference on Ultra Wideband Systems and Technologies, November 2003, pp. 285-289.

54. *Kenichi Takizawa, Shinobu Ishigami, Kengo Kitaichi, Kiyoshi Hamaguchi, Ryuji Kohno.* On the Use of Ultra-Wideband Communications into Wireless Body

Area Networks for Medical Check-up. // Proc. 2009 International Symposium on Electromagnetic Compatibility, Kyoto(Japan), July 2009, pp. 559-562.

55. *Дмитриев А.С., Лазарев В.А., Герасимов М.Ю., Рыжов А.И.* Сверхширокополосные беспроводные нательные сенсорные сети // Радиотехника и электроника, 2013, Т. 58, № 12, с. 1160-1170.

56. *Parsons J.D.* The Mobile Radio Propagation Channel. – 2nd ed. John Wiley & Sons LTD, 2000.

57. *Ashton S.* Zigbee Network Performance. Typical Results and Implications for Application Design // Proc. 2 nd Annual ZigBee Developers' Conf. Rosemont 2-6 Jun 2006.

<http://community.silabs.com/mgrfq63796/attachments/mgrfq63796/4@tkb/51/1/Zigbee%20Network%20Performance%20v02.pdf>

58. *Ефремова Е.В., Лазарев В.А.* Анализ энергопотребления приемопередатчиков для сверхширокополосных беспроводных сенсорных сетей // Успехи современ. радиоэлектрон. 2013. №3. С. 43-54.

59. *Дмитриев А.С., Кузьмин Л.В., Юркин В.Ю.* Сверхширокополосные беспроводные сенсорные сети на основе хаотических радиоимпульсов // Прикладная нелинейная динамика. 2009. Т. 17. №4. С. 90-104.

60. IEEE P802.15.4a Wireless Personal Area Networks. N.Y.: IEEE, 2005.

61. XBee®/XBee-PRO® DigiMesh™ 2.4 OEM RF Modules. Minnetonka: Digi International Inc., 2010.

62. *Hodgkin A. L., Huxley A. F.* A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve // J. Physiology. 1952. V. 117. N. 4. P. 500.

63. *Hindmarsh J. L., Rose R. M.* A model of neuronal bursting using three coupled first order differential equations. // Proc. Royal. Soc. Lond. 1984. V. 221. N.1222. P. 87.

64. *Fitzhugh R.* Impulses and physiological states in theoretical models of nerve membrane. // Biophys. J. 1961. V. 1. N.6. P. 445.

65. *Абарбанель Г. Д., Рабинович М. И., Сельверстон А. и др.* Синхронизация в нейронных ансамблях // *Успехи физ. наук.* 1996. Т. 166. №4. С. 363.

66. *Николс Дж. Г., Мартин А.Р., Валлас Б. Дж., Фукс П. А.* От нейрона к мозгу, М.: Едиториал УРСС, 2003.