

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет _____ комп'ютерної інженерії та управління
(повна назва)

Кафедра _____ електронних обчислювальних машин
(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
Пояснювальна записка

Рівень вищої освіти _____ другий (магістерський)

Модель доставки даних з Wearable Things на базі Drone

(тема)

Виконав:

студент _____ ІІ _____ курсу, групи _____ СПм-20-1
Лапшов Д.К.
(прізвище, ініціали)

Спеціальність _____
123 «Комп'ютерна інженерія»
(код і повна назва спеціальності)

Тип програми _____ освітньо-професійна
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма _____
Системне програмування
(повна назва освітньої програми)

Керівник: _____ доц. Токарев В.В.
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри ЕОМ

(підпис)

Коваленко А.А.

(прізвище, ініціали)

2021 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет _____ комп'ютерної інженерії та управління _____

Кафедра _____ електронних обчислювальних машин _____

Рівень вищої освіти _____ другий (магістерський) _____

Спеціальність _____ 123 «Комп'ютерна інженерія» _____
(код і повна назва)

Тип програми _____ освітньо-професійна _____
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма _____ Системне програмування _____
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____
(підпис)

“ _____ ” _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

студенту _____ Лапшову Данило Костянтиновичу _____
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи _____ Модель доставки даних з Wearable Things на базі Drone _____

затверджена наказом по університету від “ 05 ” листопада 2021 р. № 1657Ст

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії _____ 13 грудня 2021р.

3. Вхідні дані до роботи 1) провести аналіз бездротових натільних мереж;

2) розробити модель для літаючих сенсорних мереж; 3) CPU type: Mobile DualCore

Intel Core i5-430M, 2533 MHz (19 x 133); 4) операційна система – Windows 10;

5) тип ядра ОС: Multiprocessor Free (64-bit); 6) представлення вихідних даних: згідно

нормативних документів.

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати у роботі _____

1) огляд літератури за темою роботи;

2) аналіз предметної області;

3) вибір та обґрунтування методики дослідження;

4) проведення експериментальних досліджень;

5) висновки.

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів) _____

Слайд-презентація – 18 слайдів _____

6. Консультанти розділів роботи (заповнюється за наявності консультантів згідно з наказом, зазначеним у п.1)

Найменування розділу	Консультант (посада, прізвище, ім'я, по батькові)	Позначка консультанта про виконання розділу	
		підпис	дата

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд літератури за темою роботи	09.11.21 - 12.11.21	
2	Вибір та обґрунтування методики дослідження	13.11.21 - 18.04.21	
3	Вибір інструментальних засобів	19.11.21 - 22.11.21	
4	Проведення експериментів	23.11.21 - 29.11.21	
5	Оформлення матеріалів атестаційної роботи	30.11.21 - 03.12.21	
6	Подання кваліфікаційної роботи керівникові та попередній захист	08. 12.21 - 09.12.21	
7	Подання кваліфікаційної роботи на рецензування	10.12.21 - 11.12.21	

Дата видачі завдання 08 листопада 2021 р.

Студент _____
(підпис)

Керівник роботи _____
(підпис)

доц. Токарев В.В.
(посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка кваліфікаційної роботи: 59 с., 12 рис., 1 табл., 1 дод., 14 джерел.

БЕЗДРОТОВА СЕНСОРНА МЕРЕЖА, ПРОТОКОЛ, DRONE, WEARABLE THINGS, WI-FI.

Метою кваліфікаційної роботи є розробка моделі доставки даних з Wearable Things на базі Drone.

У ході виконання кваліфікаційної роботи досліджується модель для літаючих сенсорних мереж, яка побудована з використанням БПЛА загального користування на основі протоколів бездротових сенсорних мереж ZigBee, 6LoWPAN, Thread, RPL та ін. Такий підхід дозволяє говорити про новий вид мереж – літаючих сенсорних мережах, які є частиною комплексу взаємодіючих мереж масового обслуговування і призначені для надання нових послуг як користувачам, так і пристроям літаючих мереж при міжмашинній взаємодії M2M. Визначено нові теоретичні та практичні напрямки досліджень в області літаючих сенсорних мереж.

ABSTRACT

Master's thesis: 59 pages, 12 figures, 1 table, 1 appendices, 14 sources.

DRONE, PROTOCOL WEARABLE THINGS, WI-FI, WIRELESS
SENSOR NETWORK.

The goal of the qualification work is to develop a Drone-based Wearable Things data delivery model.

In the course of the qualification work, a model for flying sensor networks is being investigated, built using a public UAV based on the protocols of wireless sensor networks ZigBee, 6LoWPAN, Thread, RPL, etc. complex of interacting queuing networks and are designed to provide new services to both users and devices of flying networks with M2M machine-to-machine interaction. New theoretical and practical directions of research in the field of flying sensor networks have been determined.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ.....	7
ВСТУП	8
1 БЕЗДРОТОВІ МЕРЕЖІ В БІОМЕДИЧНІЙ ІНЖЕНЕРІЇ	10
1.1 Бездротові сенсорні мережі.....	10
1.2 Ethernet сенсорна мережа	14
2 БЕЗДРОТОВІ НАТІЛЬНІ МЕРЕЖІ	20
2.1 Стандартизація	24
2.2 Архітектура бездротової натільної мережі.....	27
3 МОДЕЛЬ ДОСТАВКИ ДАНИХ З НАТІЛЬНИХ МЕРЕЖ В МЕРЕЖУ ЗАГАЛЬНОГО КОРИСТУВАННЯ НА БАЗІ БЕЗПІЛОТНИХ ЛІТАЛЬНИХ АПАРАТІВ.....	33
3.1 Типова структура каналів взаємодії БПЛА	34
3.2 Моделі доставки даних з натільних мереж в мережу загального користування на базі безпілотних літальних апаратів	35
4 АПРОБАЦІЯ МОДЕЛІ ЗБОРУ ДАНИХ З НАТІЛЬНИХ МЕРЕЖ.....	40
ВИСНОВКИ.....	46
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	47
ДОДАТОК А ГРАФІЧНИЙ МАТЕРІАЛ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ	50

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

БНМ – бездротова натільна мережа

БПЛА – безпілотний літальний апарат

БСМ – бездротова сенсорна мережа

ЕКГ – електрокардіограма

ЕМГ – електроміографія

НШС-мітка – надширокосмугова мітка

МСО – мережа, яка самоорганізується

НС – надзвичайна ситуація

ПП – персональний пристрій

WTV – плата бездротової передачі (англ. Wireless Transmission Board)

ВСТУП

Бурхливий розвиток бездротових інфокомунікаційних технологій, ставить нові, часом нетрадиційні, завдання, які включають створення, дослідження і використання нових типів сигналів і методів їх обробки, розробка та розвиток систем малого радіусу дії, а саме бездротових сенсорних мереж (БСМ).

Крім досліджень, пов'язаних зі створенням апаратної частини БСМ, найважливіше значення набувають програмні засоби, що забезпечують стійке автономне функціонування багатoeлементних БСМ, включаючи питання їх самоконфігурації, самозборки, самодіагностики і самовідновлення при зміні зовнішніх умов або виході з ладу окремих вузлів мережі. БСМ є сукупність мало споживаючих, порівняно недорогих і компактних пристроїв, частина з яких (можливо, і всі) забезпечені сенсорами або іншими джерелами інформації, які включені в деяке фізичне оточення і об'єднані за допомогою радіоканалу. Область покриття подібної мережі може становити від декількох квадратних метрів до декількох квадратних кілометрів за рахунок можливості ретрансляції повідомлень від одного елемента мережі до іншого. БСМ мають досить великий спектр застосування: екологічний моніторинг природного місця існування, моніторинг будівель і споруд, контроль рівня забруднення навколишнього середовища, контроль виробництва різної продукції, відстеження цілей у військовій області та інші. На сьогоднішній день однією з перспективних сфер застосування технології БСМ є біомедичні натільні мережі, а саме проблема організації процесу своєчасної доставки інформації про стан організму людини.

Проблема може бути вирішена за допомогою БСМ, які дозволять забезпечити моніторинг основних показників стану організму з необхідною частотою зняття даних. У зв'язку з цим у ряді країн інтенсивно ведуться роботи зі створення БСМ біомедичного призначення та вивчення різних

аспектів їх застосування. Разом з тим, проведені дослідження розкрили ряд проблем, які необхідно вирішити для успішного широкого впровадження цієї нової технології. Однією з таких проблем, що обмежують ефективність біомедичних БСМ на основі стандартних вузькосмугових засобів бездротового зв'язку, виявляється пропускна здатність сенсорної мережі. З'ясувалося, що при роботі з невеликими потоками даних і з малим числом вузлів в мережі, мережі працюють стійко. Коли ж проводилися експерименти з більш високими потоками даних і при більшій кількості вузлів, мережі переставали працювати стабільно. Тому своєчасна доставка інформації для моніторингу даних з натільних мереж є актуальним завданням.

1 БЕЗДРОТОВІ МЕРЕЖІ В БІОМЕДИЧНІЙ ІНЖЕНЕРІЇ

1.1 Бездротові сенсорні мережі

Бурхливий розвиток бездротових інфокомунікаційних технологій, вимоги до мініатюризації електронних компонентів, зниження енергоспоживання і вартості електронних пристроїв ставлять нові, часом нетрадиційні, завдання перед сучасною радіофізикою.

Серед них:

- створення, дослідження і використання нових типів сигналів і методів їх обробки. До таких сигналів відносяться, зокрема, і надширокосмугові (НШС) хаотичні сигнали, використовувані в якості носіїв інформації;
- розробка систем малого радіусу дії, для яких важливі такі характеристики, як швидкість передачі між пристроями, низьке енергоспоживання, мала потужність випромінювання;
- дослідження в області багатoeлементних бездротових мереж на основі систем малого радіусу дії, в тому числі бездротових сенсорних мереж;
- створення, поряд з апаратними засобами, програмних засобів, забезпечують стійке автономне функціонування багатoeлементних бездротових (сенсорних) мереж, включаючи питання їх самоконфігурації, самозборки, самодіагностики і самовідновлення при зміні зовнішніх умов або виході з ладу окремих вузлів мережі.

При проведенні огляду літератури по темі магістерської роботи були знайдені проекти, в яких досліджуються принципи використання бездротових сенсорних мереж в біомедичній інженерії, як в лікарнях, так і в місцях надзвичайних ситуацій (НС) (рисунок 1.1).

Проект 1. В одній з лікарень Вашингтона розроблена система miTag. Вона є бездротовою сенсорною платформою, яка автоматично веде облік

пацієнтів, починаючи від місця НС, що сталися і закінчуючи лікарнею.

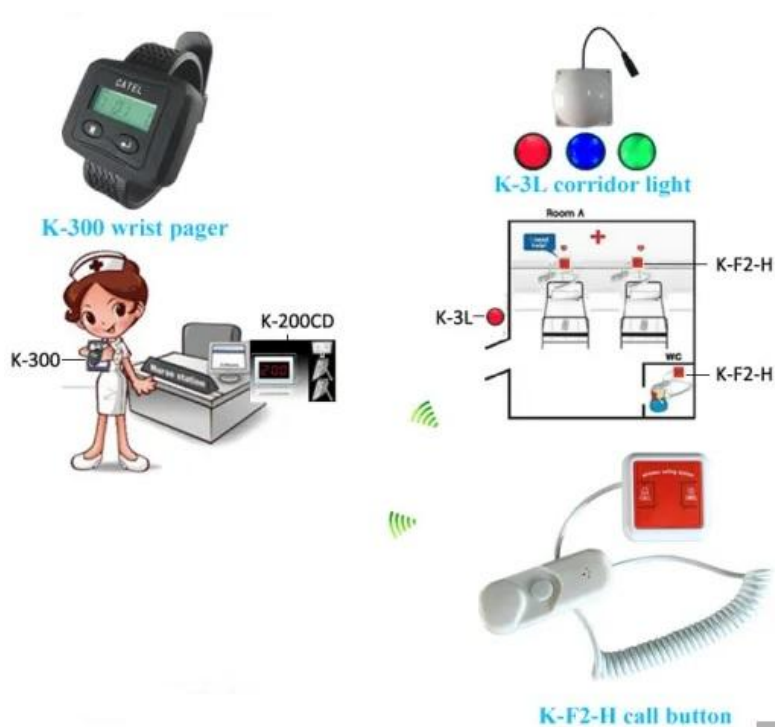


Рисунок 1.1 – Приклад бездротової сенсорної мережі в лікарні

Платформа miTag складається з:

- сенсорного обладнання;
- самоорганізованої бездротової сенсорної мережі,
- масштабованого серверного програмного забезпечення, що аналізує дані і доставляє їх оновлення до мобільних пристроїв і web-порталів.

Пройшли випробування роботи системи в реальних умовах лікарні у Вашингтоні. Сенсорна платформа miTag оснащена радіомодулем на основі ZigBee.

Архітектура системи складається з трьох основних рівнів (рисунок 1.2):

- бездротова натільна сенсорна мережа, що здійснює збір необхідних даних у пацієнта;
- mesh-мережа, яка служить для доставки даних від пацієнта до пункту збору даних;
- сервер, який здійснює збір, обробку і перенесення даних на різні

засоби відображення (монітор, планшет, телефон і т.д.).

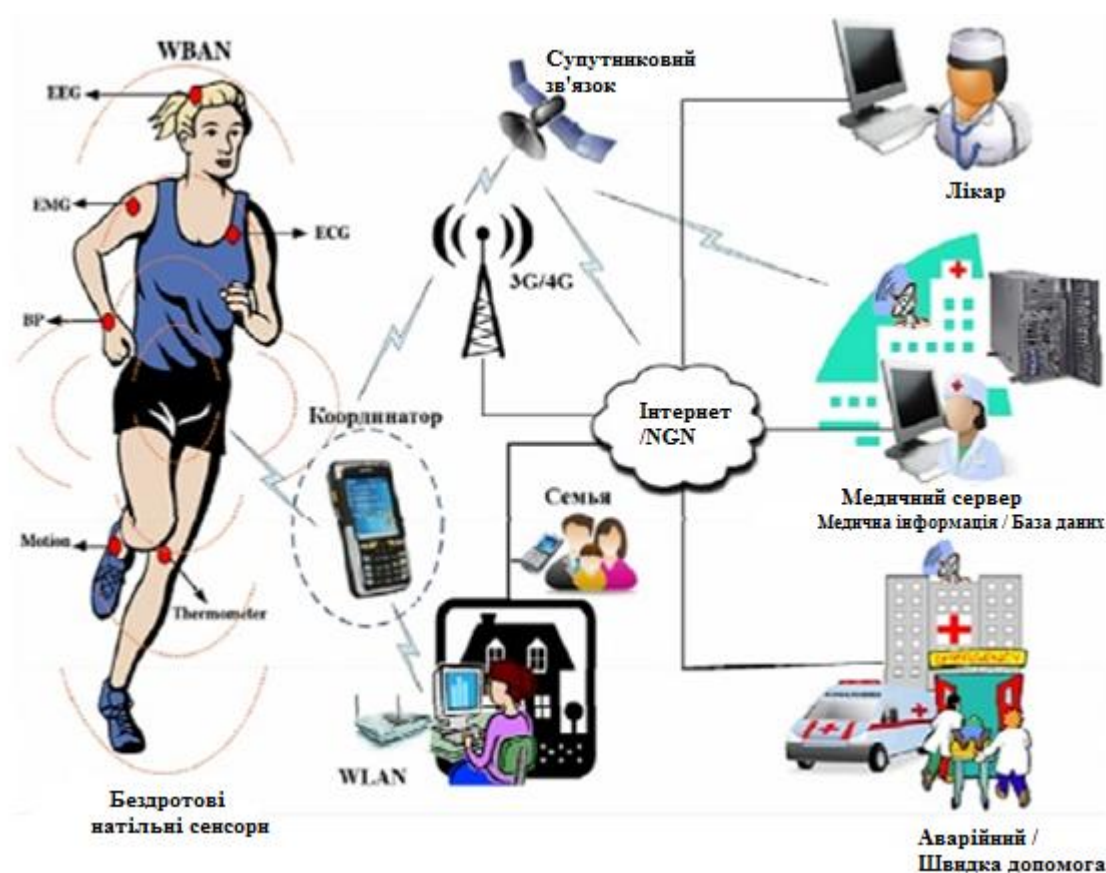


Рисунок 1.2 – Архітектура сенсорної платформи miTag

В ході реального експерименту в лікарні були проведені два випробування: в одному сенсорна мережа складалася з чотирьох ретрансляторів, сенсорного вузла і ноутбука, який виконував роль сервера; в другому випробуванні кілька сенсорних вузлів розташовувалися півколом щодо ноутбука в центрі відділення терапії (в цьому випадку топологія мережі являє собою зірку).

В експериментах з мережею не було виявлено перешкод з боку сторонніх радіозасобів, що знаходяться в зоні мережі, включаючи роутери, що працюють на частоті 2,4 ГГц, ЗШС-мітки для відстежування місцеположення всередині будівель і станція спостереження даних телеметрії GE Apex Pro, що працює на частоті близько 400 МГц.

Проект 2. В іншій лікарні Вашингтона розроблена система LOBIN зі спостереження за станом пацієнтів, що дозволяє здійснювати моніторинг ЕКГ, пульсу, температури тіла і інших фізіологічних параметрів тіла, а також відстежувати місце розташування пацієнтів в рамках госпіталю (з точністю до кімнати, де вони знаходяться). Проект заснований на комбінації технологій електронного одягу (e-textile) і бездротової сенсорної мережі. У роботі представлена архітектура мережі, описано її розгортання і проведені первинні випробування в лабораторних умовах і в умовах кардіологічного відділення однієї з лікарень Мадрида. Архітектура системи LOBIN включає в себе 4 підсистеми:

- підсистема моніторингу параметрів тіла складається з набору електронних футболок, які вдягнені на пацієнтів. Кожна футболка забезпечена WDAD пристроєм (wearable data-acquisition device) для збору даних і передачі їх в ефір. Модуль WDAD складається з двох плат – плати з сенсорами і безпосередньо плати прийомопередавача (WTB, wireless transmission board). Частота зняття даних ЕКГ до 125 Гц;

- підсистема позиціонування складається з інфраструктури маяків (beacon point infrastructure), що підключаються до розетки живлення і розташованих у відомих позиціях, і з WTB пристроїв, що знаходяться у пацієнтів і передають сигнали на маяки. За потужністю сигналу, що надходить на різні маяки, визначається місце розташування. Системи 1 і 2 абсолютно незалежні;

- підсистема бездротової сенсорної мережі, що складається з передавальних пристроїв (Distribution Points, DP), які представляють собою ad hoc мережу на базі стандарту 802.15.4. Дані передаються на шлюз, який потім по протоколу TCP/IP передає дані на систему управління. В якості прийомопередавачів тут використовуються ті ж пристрої WTB, які використовувалися в пунктах 1 і 2. Алгоритм маршрутизації заснований на алгоритмі DSR;

- система управління, яка через Ethernet кабель підключена до шлюзу

(WTV пристрій з мережевим роз'ємом), що представляє собою сервер, який обробляє, накопичує дані і володіє графічним інтерфейсом, яким користується персонал лікарні.



Рисунок 1.3 - Архітектура системи LOBIN

Були проведені експерименти з топологією мережі, де є 1 шлюз, а сенсорна мережа побудована на DP-вузлах (розгорнута підсистема БСМ), де по суті відсутня підсистема БСМ, а її місце займає Ethernet-мережа зі шлюзами, на які по радіо ефіру надходять дані безпосередньо від електронних футболок. Дослідження показали, що БСМ не справлялася з великими потоками даних (спостерігали труднощі при передачі даних більш ніж від шести сенсорних вузлів, при цьому потік даних з кожного становив близько 3.1 кбіт / с), в той час як при малих потоках даних мережа працювала нормально.

1.2 Ethernet сенсорна мережа

У варіанті з Ethernet-мережею система працювала значно стабільніше (тут використовували чотири Ethernet-шлюзи і дев'ять сенсорних вузлів), тому цей варіант був обраний для проведення випробувань системи в

госпіталі. В ході експериментів в госпіталі було встановлено, що при зборі медичних даних мережею відсоток втрачених пакетів склав менше 2%, а зняті датчиками показники відповідали реальним значенням, виміряними традиційними способами. При цьому якість отриманих ЕКГ було схвалено лікарями. В інших проектах представлено розробка і дослідження системи бездротового клінічного моніторингу, яка збирає дані пульсу і насиченості крові киснем від пацієнтів.

Представлений детальний аналіз тривалого моніторингу пацієнтів у відділенні кардіології протягом 7 місяців. В середньому надійність роботи мережі склала 99,68%, а надійність передачі даних від сенсорів – в середньому 80,85% (під надійністю мережі в роботі розуміється доставка даних до місця збору даних, а під надійністю передачі від сенсорів – правильно прийняті дані від сенсорів). Показано, що надійність передачі даних від сенсорів може бути значно підвищена за рахунок передачі надмірної кількості даних і впровадження системи сигналізації про втрати зв'язку. Аналіз отриманих даних показав, що система володіє достатнім тимчасовим дозволом для детектування погіршення стану пацієнтів.

Система моніторингу складається з базової станції, набору ретрансляторів (вони підключені до електричних розеток) і вузлів мережі, що знаходяться у пацієнтів (вони не виконують функцію ретрансляції даних). Базова станція збирає дані і заносить їх в локальну базу даних. В якості сенсорних вузлів і ретрансляторів використовуються вузли TelosB. Для збору даних з мережі використовується протокол CTP (Collection Tree Protocol). Система працювала в лікарні протягом 7 місяців, з них повний час активної роботи системи склав 41 день.

За цей час спостерігали в цілому 41 пацієнта. Час активної роботи радіо частини склало від 0,12% до 2,09%. Дані з сенсорних вузлів збирали один раз в хвилину. Таким чином, потік корисних даних від одного сенсорного вузла не перевищував десятки байт в хвилину. Аналіз отриманих даних показав, що система має достатній тимчасовий дозвіл для збору інформації,

необхідної для виявлення погіршення стану пацієнтів. Дослідження, опубліковані в інших проектах, є продовженням досліджень застосування БСМ, де викладені результати експериментів для великомасштабних систем бездротового клінічного моніторингу.

Система включає в себе портативні бездротові вимірювачі насиченості крові киснем і пульсометри, бездротову сенсорну мережу з ретрансляторами, розташовану на різних поверхах лікарні, і інтеграцію в медичну базу даних лікарні. Описано результати 14 місячних клінічних випробувань в 5 відділеннях лікарні такої системи. Досвід роботи з системою показав її надійність і придатність для вирішення завдань моніторингу життєво важливих показників пацієнтів.

У роботі в якості прийомо передавачів використовуються пристрої TelosB. Раз в хвилину дані про пульс і насиченість крові киснем надходять в медичну базу даних. Основне завдання роботи – ґрунтуючись на зібраних даних, виявляти випадки погіршення станів пацієнтів в режимі реального часу, при цьому розглядається великомасштабна мережа, що покриває кілька поверхів і відділень в лікарні.

У 5 відділеннях було розміщено по 14-16 пристроїв (іноді встановлювалися зв'язки між мережами, розташованими на різних поверхах). Ретранслятори приєднувалися до електричних розеток. У роботі відзначено негативний вплив навколишньої ІТ інфраструктури на якість переданих даних і наголошено на важливості розташування базової станції з точки зору надійності системи. На початку проведення випробувань тільки від 25% пацієнтів успішно доходило до бази даних більше 70% пакетів з даними. Потім після розширення мережі ця цифра була покращена з 25% до 85,4%.

У науковій статті запропоновано дизайн бездротової сенсорної мережі, який в основному спрямований на додатки, що вимагають малих затримок у передачі даних і підвищену надійність. У роботі представлений повний цикл створення такої системи, починаючи від вимог до системи і закінчуючи її розгортанням в реальній лікарні. Система може бути використана в

застосуваннях, пов'язаних з безпекою, коли людина має можливість відправити тривожний сигнал у разі небезпеки.

Пропонована бездротова сенсорна мережа складається з 3 типів різних пристроїв: вузол збору даних, ретранслятор і сенсорний вузол (розташований безпосередньо біля пацієнта). Дані від сенсорних вузлів поширюються по мережі через ретранслятори (можливо кілька передач від ретранслятора до ретранслятора) і, дійшовши до вузлів збору даних, передаються далі на сервер, де відбувається накопичення і обробка даних. Передача даних від сенсорних вузлів здійснюється з підтвердженнями про те, що дані були прийняті. У мережі використовується частотне розділення для каналів, що передають службову інформацію, і для каналів, які транслиують дані.

Маршрути передачі даних в мережі шукуються відповідно до критерію найближче розташованого вузла збору даних (в сенсі мінімальної кількості ретрансляцій до нього). Маршрутизація пакетів заснована на зберіганні локальної інформації на кожному ретрансляторі про його власну вартість, вартість передачі даних до сусідніх вузлів і вартість маршруту, пропонованого сусідніми вузлами. Для наступної ретрансляції вибирається той вузол, сумарна вартість трьох компонент для якого буде мінімальною. Підрахунок вартості заснований на часі доступу до вузла і його надійності. Періодично ретранслятори обмінюються між собою інформацією про своїх сусідів по службовим каналам.

В якості прийомо передавача використовувалася платформа Nordic Semiconductor nRF24L01. До сенсорних вузлів можуть бути підключені різні типи датчиків: температура, освітленість, вологість, акселерометр, вологість ґрунту, рівень CO₂, звуковий тиск, потік повітря, електричні вимірювання (струм, напруга, опір, потужність), датчики руху. Досліджується можливість включення ЕКГ.

В роботі проводилися численні вимірювання статистики затримок при передачі сигналу, енергоспоживання, локалізації. Описано експерименти в офісі і в лікарні (в лікарні розташовувалося 9 вузлів збору даних, 41

ретранслятор і 12 сенсорних вузлів). Основні результати випробувань наступні: 97% пакетів було передано з затримкою менше 3,2 с (при цьому всі сигнали тривоги були успішно передані по мережі), споживання сенсорних вузлів варіювалося від 0,55 мВт до 4,5 мВт, споживання ретрансляторів в середньому склало 70 мВт.

Проведений аналіз літератури показує, що роботи, пов'язані із застосуванням і дослідженням БСМ, є актуальними в сучасній медицині. В експериментальних БСМ медичного призначення використовувалися різні топології мережі: «точка-точка», «ланцюжок», «зірка», «дерево», «комірчана мережа». Прийомопередавачі розташовувалися на відстанях від 2 до 30 м один від одного (переважно на відстанях до 10 м в топологіях «дерево» і «комірчана мережа»). Однією з проблем, що обмежують ефективність медичних БСМ на основі стандартних вузькосмугових засобів бездротового зв'язку, виявляється швидкість передачі даних. При роботі з невеликими потоками даних (до 1-2 кбіт/с на сенсорному вузлі), і зокрема вузлів менше 10, збоїв при передачі інформації не спостерігалось. Коли ж проводилися експерименти з більш високими потоками даних (більше 3 кбіт/с на сенсорний вузол), при кількості вузлів більше 7-10, мережі переставали працювати стабільно.

Інші проблеми, пов'язані з використанням БСМ на основі вузькосмугових сигналів в системах автоматизованого моніторингу стану пацієнтів, торкаються питань електромагнітної сумісності з електронною медичною апаратурою, забезпечення надійної передачі даних, екологічної безпеки, конфіденційності зібраних і переданих даних.

Бездротові сенсорні мережі медичного призначення, являють собою великомасштабні мережі з дальністю зв'язку між вузлами до декількох десятків метрів (далі будемо називати їх магістральними мережами), що дозволяють здійснити збір корисних даних від безлічі пацієнтів, які перебувають під наглядом лікарів. Розвиток технології (в першу чергу, в області мініатюризації електронних компонентів і технології виробництва) і

дослідження питань застосування бездротових засобів зв'язку в медицині привели до утворення нового класу сенсорних мереж – бездротових натільних мереж (БНМ). Ці мережі, на відміну від вищезгаданих, мають менший радіус дії (кілька метрів), завданням яких є збір даних від одного пацієнта, у якого знаходяться кілька різних датчиків, що входять до складу БНМ. При цьому система моніторингу пацієнтів, що розгортається в лікарні, може включати в себе як магістральні мережі, так і натільні мережі. Далі буде докладніше розглянуто клас бездротових натільних мереж.

2 БЕЗДРОТОВІ НАТІЛЬНІ МЕРЕЖІ

У загальному випадку бездротові натільні сенсорні мережі являють собою систему різнорідних пристроїв, розташованих в безпосередній околиці або всередині тіла користувача і взаємодіючих між собою і з центральним координуючим вузлом за допомогою бездротового зв'язку, для отримання позитивного ефекту для споживача (рисунок 2.1).

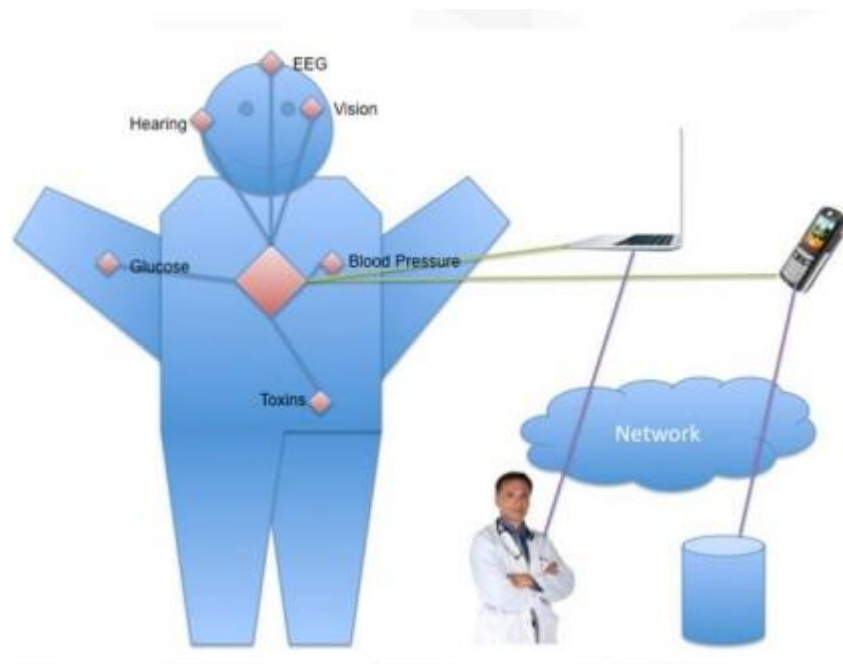


Рисунок 2.1 – Приклад бездротової натільної сенсорної мережі

Пристрої в натільній мережі можна розділити на сенсорні вузли, актуаторні вузли та персональні пристрої. Бездротовий сенсорний вузол – пристрій, який реагує на певний фізичний (хімічний) процес, збирає дані, при необхідності обробляє їх і передає бездротовим чином. Сенсорний вузол складається з декількох компонентів: власне датчика, блоку живлення, процесора, пам'яті, передавача або приймача. Бездротовий актуаторний вузол – пристрій, який впливає на тіло відповідно до даних, які отримуються від

сенсорів або через взаємодію з користувачем. Компоненти актуаторного вузла схожі з компонентами сенсорного вузла.

Він містить власне актуатор (тобто прилад для медичного застосування, що включає ємність для зберігання медичного препарату), блок живлення, процесор, пам'ять, передавач або приймач. Бездротовий персональний пристрій (ПП) – пристрій, який збирає всю інформацію, отриману від датчиків і виконавчих механізмів (актуаторів), і інформує користувача (тобто пацієнта, медсестру, лікаря і т.д.) за допомогою зовнішнього шлюзу, приводу або дисплея світлодіодів на приладі.

Компоненти ПП: блок живлення, (великий) процесор, пам'ять і приймач. Цей пристрій називають також блоком контролю тіла (Body Control Unit (BCU), шлюзом тіла або стоком. У деяких реалізаціях в якості ПП використовується персональний особистий цифровий помічник (Personal digital assistant (PDA) або смартфон. Датчики і актуатори в загальному випадку можуть мати як медичне, так і не медичне призначення. Мережі всередині тіла застосовують для моніторингу і включають програми змін для пейсмейкерів і імплантованих серцевих дефібриляторів, контролю функцій сечового міхура і реабілітації рухів кінцівок.

На тілі людини використовують моніторинг ЕКГ, тиску крові, температури і дихання. При використанні БНМ пацієнти володіють значною фізичною мобільністю і в меншій мірі прив'язані до лікарні. До немедичних застосувань відносяться: моніторинг забутих речей, створення соціальних мереж, спортивні та фітнес-розваги, спеціальні (контроль стану льотчиків, пожежників, співробітників МНС і ін.) І військові (зниження втоми солдат і підвищення боєготовності).

У БНМ можуть використовуватися сенсори і актуатори багатьох типів. Надалі термін «вузли» буде відноситись як до сенсорів, так і до актуаторів. Число вузлів в БНС обмежена призначенням мережі; припускають, що воно може досягати 20-50.

Швидкість передачі. У зв'язку з неоднорідністю застосунків швидкість

передачі даних в БНМ може сильно змінюватися. Можна помітити, що вони невеликі. Однак, якщо в БНМ задіяно більше одного пристрою (тобто кілька датчиків руху, сенсори ЕКГ, ЕМГ, глюкози і т.д.), то сукупна швидкість передачі даних легко досягає декількох Мбіт/с, що вище, ніж фізична швидкість передачі даних в здебільшого бездротових технологій передачі даних малої потужності.

Надійність передачі даних визначається ймовірністю помилки на біт переданої інформації (Bit Error Rate (BER)), яка перераховується в ймовірність помилки на пакет (Packet Error Rate (PER)) і використовується для визначення числа втрачених пакетів. Для медичного пристрою необхідні надійності змінюються в залежності від швидкості передачі даних. Пристрої з низькою швидкістю передачі даних можуть впоратися з високим BER (наприклад, 10^4), в той час як для пристрою з більш високою швидкістю передачі даних потрібні більш низькі BER (наприклад, $10^8 \dots 10^{10}$). Необхідні значення BER також залежать від критичності даних.

Споживана потужність. Споживана сенсорним вузлом потужність може бути розділена на три частини: споживання датчика, бездротовий зв'язок і обробка даних. Передбачається, що найбільше споживання потужності відбувається при бездротовому зв'язку. Потужність, доступна в вузлах, часто обмежена. У більшості випадків розмір батареї і її вага є визначальними для розміру і ваги всього пристрою. У деяких застосунках вузол повинен працювати протягом декількох місяців і навіть років без втручання людини. Наприклад, для роботи кардіостимулятора або моніторингу глюкози необхідний життєвий цикл батареї більше п'яти років.

Час життя батареї особливо критично для імплантованих пристроїв. Необхідність заміни або підзарядки збільшує вартість і знижує зручність використання не тільки малогабаритних імплантованих пристроїв, але і більш великих приладів.

Якість обслуговування та надійність. Належна якість обслуговування (Quality of Services - QoS) є важливою характеристикою при управлінні

ризиками в медичних застосуваннях. Критично важливим питанням є забезпечення такої надійності передачі, яка гарантує, що отримані в результаті моніторингу дані прийняті фахівцями правильно. Крім того, повідомлення повинні бути доставлені в розумні терміни.

Надійність мережі безпосередньо впливає на якість моніторингу пацієнта. Непомічена, що представляє загрозу для життя, подія може виявитися фатальною.

Зручність використання. Передбачається, що розроблювальні проекти БНМ в більшості випадків будуть використовуватися або самими пацієнтами, або медичним персоналом, а не інженерами ІКТ. Отже, мережа повинна бути здатною конфігурувати і підтримувати себе автоматично, тобто здійснювати підтримку самоорганізації і самообслуговування. Кожен раз, коли вузол кладуть на тіло і включають, він повинен бути в змозі приєднатися до мережі і налаштувати маршрути передачі інформації без зовнішнього втручання.

Аспект самоорганізації також містить проблему адресації вузлів. Адреса може бути налаштована під час виробництва (наприклад, MAC адреса), або під час установки в самій мережі. Далі мережа повинна мати здатність швидкої реконфігурації для додавання нових вузлів. При виході маршруту з ладу повинен бути створений резервний шлях. Пристрої можуть бути розкидані по всьому тілу. Точне місце розташування пристрою буде залежати від програми. Наприклад, датчик серця повинен бути розміщений в районі серця, сенсор температури може бути розміщений практично в будь-якому місці. Дослідники можуть мати різні думки про ідеальні місця розміщення на тілі для деяких сенсорних вузлів (наприклад, датчиків руху), тому інтерпретації даних вимірювань не завжди збігаються. Мережа не повинна розглядатися як статична. Тіло може бути в русі (наприклад, хода, біг, нахили і т.д.), яка вносить ефекти завмирання і затінення.

Вузли повинні мати малі розміри, сумісні з ношеними і імплантованими додатками. Це зробить БНМ невидимою і зручною.

Накопичений на початку 2000-х років досвід розробки та застосування

бездротових засобів зв'язку, призначених для роботи з тілом людини, зумовив створення стандартної моделі БНМ, яка буде використовуватися як для медичних, так і для споживчих додатків.

У 2007-му році Комітет IEEE 802 утворив Цільову Групу, названу IEEE 802.15.6 для стандартизації БНМ. Завдання Групи полягала в упорядкуванні вже наявних рішень і визначенні нових фізичного рівня (частотних діапазонів) і рівня доступу до середовища (MAC-рівня) для БНМ.

2.1 Стандартизація

Стандарту IEEE 802.15.6 передувала розробка низки існуючих в даний час і широко використовуваних стандартів бездротового зв'язку. Найбільш значущими з них є IEEE 802.11 (WLAN), IEEE 802.15 (WPAN), що містить стандарти IEEE 802.15.1 (Bluetooth), IEEE 802.15.4 (ZigBee) і ін.

Перший чорновий варіант стандарту IEEE 802.15.6 був опублікований дослідницькою групою в травні 2010р. Остаточна версія стандарту вийшла 29 лютого 2012р, Розглянемо концепцію стандарту, базуючись на документах, підготовлених в процесі його розробки.

Для того щоб зрозуміти причини необхідності створення нового стандарту, проведемо порівняння основних характеристик мереж в попередніх стандартах локального і персонального зв'язку загального призначення і характеристик БНМ нового стандарту.

Стандарт IEEE 802.11 є групою стандартів для локальних бездротових мереж (ЛБМ) – Wireless Local Area Networks (WLAN або Wi-Fi). Вона містить різні варіанти, такі як IEEE 802.11/a/b/g/n. ЛБМ головним чином використовують в комп'ютерах або портативних пристроях і з'єднують їх з бездротовим комунікаційним середовищем. Відповідно до областей застосування при створенні базової версії стандарту і наступних модифікацій в групі стандартів не приділяли великої уваги енергозбереженню і обмеженням складності пристроїв і програмного забезпечення. З цих причин

він мало придатний для задач, які повинні вирішувати БНМ.

Групи стандартів IEEE 802.15 сфокусовані на малих відстанях передачі, невисокої складності, низької вартості і малої споживаної потужності. Вони в основному призначені для бездротових персональних мереж (БПМ) - Wireless Personal Area Networks (WPAN). Цей стандарт містить IEEE 802.15.1 (Bluetooth), IEEE 802.15.4 (ZigBee) і IEEE 802.15.4a. Згадані групи використовуються в медичній практиці. Крім того, останнім часом розроблені їх відповідні спеціальні медичні варіанти. При системному зіставленні їх характеристик до вимог до БНМ виявлено ряд принципових відмінностей.

Розглянемо як приклад систему ZigBee. Пристрої ZigBee автономно працюють більш тривалий час у порівнянні з пристроями Bluetooth, оскільки вони вимагають меншого споживання енергії. Зазвичай додатки ZigBee вимагають менших швидкостей передачі, тоді як додатки Bluetooth призначені в основному для передачі даних на відносно високих швидкостях. Крім того, пристрої ZigBee можуть значно швидше приєднуватися до мережі. Таким чином, вони мають ряд властивостей, необхідних для БНМ.

Так, при порівнянні стандартів IEEE 802.15.4 і IEEE 802.15.6 видно, що вони використовуються в різному робочому середовищі. Бездротові натільні мережі призначені для більш коротких відстаней, але більш високих швидкостей передачі даних. БНМ повинні дуже мало споживати енергії в сплячому режимі (stand-by mode), а також мати меншу потужність випромінювання в активній моді в порівнянні з ZigBee. Це забезпечує пристроям БНС тривалий термін автономної роботи і їх робочі характеристики.

Специфіка застосування БНМ не вимагає дуже великих розмірів мережі, але вони повинні відповідати вимогам безпеки і бути комфортними по біологічним параметрам, оскільки робоче середовище пов'язане з тілом людини. Випромінювана потужність радіозасобів БНМ відповідно до медичних вимог значно нижче, ніж у стандартних засобів Bluetooth і ZigBee.

Бездротові натільні мережі стандарту IEEE 802.15.6 є системами радіозв'язку малого радіусу дії, призначені для роботи в оточенні або всередині тіла людини (але не обмежуються цим). Вони використовують існуючі ISM-смуги частот, неліцензовану смугу частот для надширокопasmового (НШС) зв'язку, а також смуги частот, прийняті національними медичними та/або регулюючими органами. Підтримка якості обслуговування (QoS), надзвичайно мале споживання і швидкості передачі до 10 Мбіт / с необхідні в них, щоб забезпечити відсутність інтерференції з іншими пристроями.

У БНМ стандарту IEEE 802.15.6 розрізняють три типи вузлів:

- імплантовані вузли – вузли, які поміщені всередину тіла людини. Вони можуть бути розміщені безпосередньо під шкірою або значно глибше всередині тіла;
- поверхневі вузли – вузли, які розташовані на поверхні тіла або на відстані від нього до 2 см;
- зовнішні вузли – вузли, які не контактують зі шкірою людини і розташовані поза тілом на відстані від декількох сантиметрів до 5 м.

При комунікаціях по поверхні тіла відстань між передавачем і прийомним вузлами визначається як відстань по дузі мінімальної довжини, що проходить по поверхні тіла і з'єднує передавач і приймач, а не як безпосередня відстань між цими пристроями. Це дозволяє розглядати для зв'язку поверхневі, огинаючі тіло хвилі. Для зовнішнього комунікаційного вузла відстань між передавачем і приймачем розглядається як довжина прямої лінії, що з'єднує поверхневий вузол із зовнішнім вузлом. Ця відстань може досягати 3 - 5 м. Обмеження по максимуму випромінюваної потужності для медичних приладів, розміщених на тілі, визначається національним і міжнародним регулюванням.

Обмеження по максимальній потужності для MICS (Medical Implant Communication Service) становить в Європі (рішення ETSI - European Telecommunication Standards Institutes) 25 мкВт ERP (Effective Radiated

Power); в США (рішення FCC & ITU - R) 25 мкВт EIRP (Effective Isotropically Radiated Power), що на 2.2 дБ нижче, ніж ERP-рівень.

Зауважимо, що граничне значення потужності 25 мкВт відноситься до рівня сигналу поза тілом людини (загальної випромінюючої системи), що дозволяє мати для імплантованих вузлів трохи більше значення рівня потужності з урахуванням втрат в тілі.

При побудові БНМ на основі НШС сигналів розглядаються чотири сценарії роботи: «поверхня тіла - поверхня тіла» при наявності прямого променя, «поверхня тіла - поверхня тіла» при відсутності прямого променя, «поверхня тіла - зовнішній вузол» при наявності прямого променя, «поверхня тіла - зовнішній вузол» при відсутності прямого променя.

Надширокосмугових фізичний рівень діє в двох смугах частот: нижній і верхній. Смуги діляться на канали, ширина кожного близько 500 МГц. Нижня смуга містить три канали (1-3). Другий канал має центральну частоту 4000 МГц і розглядається як основний канал. Верхня смуга містить вісім каналів (4-11), де сьомий канал з центральною частотою близько 8000 МГц розглядається як основний, а інші – як опціональні. Типовий НШС-пристрій має підтримувати, як мінімум, один з основних каналів. Фізичний рівень НШС-приймача повинен мати невисоку складність реалізації і генерувати сигнал того ж рівня потужності, як і використовуваний в смузі MICS.

2.2 Архітектура бездротової натільної мережі

Бездротові натільні мережі стандарту IEEE 802.15.6 призначені для постійного моніторингу життєво важливої інформації пацієнта з метою діагностики та підготовки рекомендацій. Трафік БНМ в загальному випадку дуже різномірний і підрозділяється за категоріями на наступні трафіки: запитом, аварійний і нормальний.

Трафік за запитом. Такий трафік ініціюється координатором або лікарем для отримання інформації в основному для діагностичних цілей. Він

в свою чергу ділиться на безперервний (в разі хірургічних подій) і дискретний (коли інформація потрібна час від часу).

Аварійний трафік. Цей трафік ініціюється вузлами, коли показники датчиків долають певний поріг і потрібне прийняття рішення менше ніж за секунду. Цей вид трафіку не генерується через регулярні інтервали і в загальному випадку непередбачуваний.

Нормальний трафік. Це трафік в нормальних умовах при відсутності критичних подій і подій запитів. Він містить комфортний рутинний моніторинг стану пацієнта і спостереження таких порушень здоров'я, як хвороби шлунково-кишкового тракту, неврологічні порушення, виявлення раку, період реабілітації і найбільш небезпечні хвороби серця.

Розробка і прийняття стандарту IEEE 802.15.6 для фізичного рівня персональних побутових і медичних сенсорних мереж були покликані вирішити наступні проблеми, властиві вузькосмуговим сигналам:

- збільшити пропускну здатність WBAN (wireless body area network) за рахунок збільшення швидкості передачі в режимі «точка-точка» з 250 кбіт/с до 1-10 Мбіт/с;
- забезпечити електромагнітну сумісність бездротових сенсорних мереж з електронною апаратурою спеціальних відділень клінік, таких, наприклад, як реанімаційні, де збої в роботі медичної апаратури через вплив випромінювання передавачів мережі можуть мати вкрай негативні наслідки;
- підвищити надійність зв'язку в порівнянні з вузькосмуговими мережами;
- спростити структуру мережі і алгоритми її роботи;
- зменшити енергоспоживання компонентів мережі.

У наукових роботах показано, що підходящими кандидатами для використання в бездротових мережах медичного призначення є НІПС прямохаотичні прийомопередавачі. Аналіз проводився на основі характеристик окремого сенсорного вузла. Тут наводяться оцінки про потенційні характеристики бездротової сенсорної мережі в цілому при

побудові її з використанням прямохаотичних прийомопередавачів.

Пропускна здатність мережі. Фізична швидкість прямохаотичних прийомопередавачів, описаних у науковій літературі, становить від 3 до 6 Мбіт/с. З аналізу пропускної здатності бездротових сенсорних мереж відомо, що гранично можлива пропускна здатність мережі в цілому в 5-6 разів нижче швидкості передачі між її вузлами в режимі «точка-точка».

Таким чином, пропускна здатність мереж з прям хаотичних прийомопередавачів може досягати величин ~ 1 Мбіт/с, в той час як в мережах, що використовують вузькосмугові сигнали (на основі технології ZigBee), ця величина становить не більше 40 кбіт/с. Недостатня пропускна здатність може бути причиною нестійкої роботи мережі.

Електромагнітна сумісність. Середня випромінювана потужність прямохаотичного прийомопередавача ППС-43, наприклад, при швидкості передачі ~ 64 кбіт/с не перевищує 13 дБм, що приблизно в 10 разів менше, ніж у мереж, що використовують вузькосмугову технологію ZigBee. Крім того, випромінювана потужність розподілена по смузі ~ 2 ГГц, в той час як ZigBee працює в смузі ~ 5 МГц. Таким чином, спектральна щільність випромінюваного сигналу в разі НШС пристроїв становить менше 0,1% від спектральної щільності випромінювання вузькосмугових систем. Ці рівні лікування не перевершують рекомендованого стандартом IEEE802.15.6 рівня випромінювання вузлів БСМ, з точки зору впливу цього випромінювання на надійність роботи електронної медичної апаратури.

Підвищення надійності зв'язку. У радіосистемах малого радіусу дії, до яких відносяться прийомопередавачі розглянутих бездротових сенсорних мереж, зазвичай в якості допустимого рівня помилки приймається ймовірність помилки на біт не більше 10^3 . У багатьох випадках, не пов'язаних з медичними застосуваннями, така ймовірність помилки є прийнятною. В інших випадках, коли потрібно більш низький рівень, можна використовувати досить прості коди, що виправляють помилки, щоб зменшити рівень помилки на 1-3 порядки. Разом з тим застосування

завадостійкого кодування підвищує енергоспоживання прийомопередавача, а також додатково знижує швидкість передачі в 1,5-2 рази, що не завжди допустимо.

В експериментах з прямохаотичними прийомопередавачами в режимі передачі «точка-точка» було встановлено, що ймовірність помилок на біт $\sim 10^6 - 10^7$ є типовими для них в умовах використання апаратури в офісах і виробничих приміщеннях навіть без спеціального завадостійкого кодування. При використанні ретрансляцій ймовірність помилок зростає, але навіть при 4-5 ретрансляціях їх рівень, як правило, не перевищує 10^5 . Тому можна очікувати, що при пакетній передачі медичних даних при довжині пакетів менше 1 кбіт буде губитися не більше 1% пакетів.

Спрощення структури мережі і алгоритмів її роботи. У разі, якщо потоки інформації в мережі значно менші її пропускнуї здатності, можливе використання режимів з незалежним збором і передачею даних від кожного сенсорного пристрою. Незважаючи на відсутність координації між вузлами, зіткнення між пакетами, що передаються по мережі, малоімовірні. Такий режим роботи різко спрощує алгоритми роботи мережі в порівнянні з випадком синхронної роботи вузлів мережі, і, при інших рівних умовах, збільшує її надійність. У розглянутих НШС мережах такий сценарій роботи може бути реалізований в значній кількості застосувань.

Зменшення енергоспоживання. Аналіз енергоспоживання НШС прямохаотичних прийомопередавачів показав, що при однаковій середній швидкості передачі, енергоспоживання НШС пристроїв в 3-5 разів менше, ніж у вузькосмугових систем на основі технології ZigBee.

Найбільш напружений режим роботи буде у ретрансляторів, оскільки через них проходить потік інформації відразу від декількох сенсорних вузлів. Але ретранслятори розташовуються в основному в фіксованих точках і можуть використовувати мережеве живлення. Для кінцевих пристроїв (з датчиками) автономний час роботи, наприклад, при трафіку 100 кбіт / с становить 10- 12 діб, що цілком комфортно з точки зору обслуговування

пристрою як для пацієнтів, так і для персоналу.

Надширокосмугова бездротова сенсорна мережа складається з наступних основних елементів:

- сенсорний вузол – пристрій, що складається з датчика і прийомопередавача;
- ретранслятор – прийомопередавач, що приймає пакет з радіоефіру і відправляє його в радіоефір;
- базова станція – прийомопередавач, підключений до комп'ютера і здійснює збір даних з мережі;
- прийомопередавачі. В якості вузлів БСМ використовуються надширокосмугові прямохаотичні прийомопередавачі ППС-43.
- датчики, що підключаються. Дані з сенсорної плати для кожного з датчиків знімаються з частотою 1 Гц і кожен відлік займає 2 байта.

Комплекс моніторингу призначений для медичного використання, тому в додаток до згаданих стандартним датчикам був розроблений спеціальний датчик – пульсометр, який дозволяє вимірювати пульс пацієнта і оцінювати вид пульсової хвилі.

Алгоритм збору і передачі інформації. Збір інформації на сенсорному вузлі з аналогового датчика здійснюється під управлінням мікроконтролера, який за допомогою вбудованого АЦП із заданою частотою оцифровує аналоговий сигнал від підключеного датчика. Отриманий відлік записується в пам'ять мікроконтролера, де потім формується пакет з даними для відправки в радіоефір.

Передача інформації в БСМ здійснюється наступним чином. Сенсорний вузол періодично посилає в ефір пакети з даними. Ці пакети приймаються вузлом-ретранслятором, розташованим в області радіо видимості сенсорного вузла, після чого на пристрої, який прийняв сигнал, відбувається перевірка контрольної суми. У разі успішної перевірки здійснюється подальша обробка пакета.

Для боротьби з надлишковим трафіком на вузлах-ретрансляторах

введені спеціальні таблиці дозволених адрес, і для передачі пакета ретранслятором необхідно, щоб адреса відправника в пакеті, що прийшов, містився в цій таблиці. При цьому, на кожній ретрансляції в пакет, додається адреса пристрою, через яку здійснюється ретрансляція, тому, коли пакет доходить до базової станції, в ньому є повна інформація про маршрут, по якому був доставлений пакет.

Для того, щоб один і той же пакет не був переданий одним і тим же ретранслятором більше одного разу (така ситуація можлива, коли сенсорний вузол одночасно «чує» більш ніж один ретранслятор), на ретрансляторі зберігаються поля з номером пакета і номером сенсорного вузла (відправника) з останнього ретранслювального пакета. У даній кваліфікаційній магістерській роботі пропонується підхід застосування Drone в якості проміжного вузла, для збільшення швидкості доставки даних з натільних мереж пацієнтів до cloud server. Застосування Drone для доставки даних з натільних мереж, розглядається в подальших розділах роботи.

3 МОДЕЛЬ ДОСТАВКИ ДАНИХ З НАТІЛЬНИХ МЕРЕЖ В МЕРЕЖУ ЗАГАЛЬНОГО КОРИСТУВАННЯ НА БАЗІ БЕЗПІЛОТНИХ ЛІТАЛЬНИХ АПАРАТІВ

В даний час напрямками біомедичних натільних мереж, які активно розвиваються, є:

- носима фітнес-електроніка, яка грає роль наставника в дотриманні здорового способу життя людиною (сон, фізична активність і ін.). Дані, зібрані зі всіляких браслетів, розумних годинників, крокомірів, нейроінтерфейсів, доставляються в хмарний сервіс через смартфон, який використовується в ролі шлюзу. Як правило, на дану продукцію не вимагається сувора медична сертифікація;

- спеціалізований одяг і датчики високої точності для збору даних про стан здоров'я людини за ключовими показниками (пульс, рівень цукру та ін.). Датчики встановлюються в костюми спортсменів і людей екстремальних професій. Дана продукція підлягає обов'язковій медичній сертифікації;

- медичні наномережі імплантуються безпосередньо в тіло організму людини і взаємодіють через спеціалізований шлюз. Даний напрямок знаходиться на стадії наукових досліджень, але отримані результати пророкують широке поширення даного типу мереж.

У свою чергу, зібрані дані необхідно доставити в єдиний центр для зберігання і подальшої обробки. Для цих цілей доцільно використовувати безпілотні літальні апарати, які можуть оперативно облетіти район дислокації людей і передати дані на хмарний сервер по радіоканалу. Прикладом такої взаємодії може бути група скелелазів, яка потрапила під лавину снігу. БПЛА здатний в лічені хвилини прибути до місця катастрофи, облетіти район, зафіксувати місце, де знаходяться люди, і транслювати дані з натільної мережі про стан їх здоров'я на хмарний сервер (рисунок 3.1).

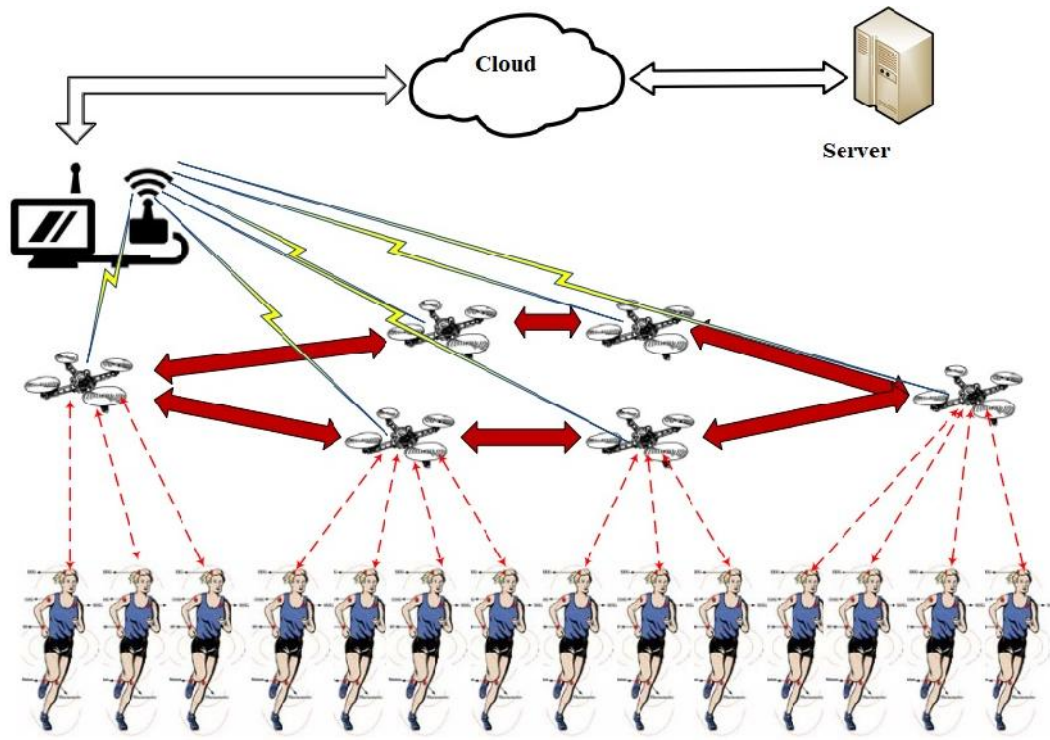


Рисунок 3.1 – Модель збору даних з натільних мереж на базі кількох БПЛА

3.1 Типова структура каналів взаємодії БПЛА

Для завдань збору і трансляції даних може використовуватися один або кілька БПЛА. Автономний політ БПЛА виконується на базі польотного завдання, попередньо завантаженого в мікроконтролер. Незважаючи на повну автономність польоту, канал телеметрії використовується для моніторингу параметрів БПЛА і здійснення термінової посадки. Враховуючи той факт, що в каналі передаються службові дані та утилізація каналу становить близько 60%, на ефективну передачу залишається невеликий ресурс каналу. Таким чином, необхідно вирішити задачу гарантованої доставки даних з сенсорних вузлів (людина з натільною мережею) на хмарний сервер. Варіюватися можуть наступні параметри:

- кількість людей;
- кількість БПЛА;

- радіус радіопокриття БПЛА;
- розміри території, на якій знаходяться люди;
- частота (різні канали взаємодії).

3.2 Моделі доставки даних з натільних мереж в мережу загального користування на базі безпілотних літальних апаратів

Мета моделювання мережі БПЛА полягає у виборі її параметрів, що забезпечують задану якість обслуговування трафіку. Якість обслуговування трафіку в контексті даного завдання визначається часом доставки даних від вузла сенсорної мережі на сервер. Параметрами мережі є пропускна здатність каналу передачі даних і кількість БПЛА, необхідних для виконання поставленого завдання.

Для побудови моделі зробимо такі припущення. Будемо вважати, що потрібно передати дані від групи з n сенсорних вузлів. Вузли розташовані випадковим чином і утворюють пуассонівське поле. Кожен з сенсорних вузлів виробляє фіксований обсяг даних v (байт), що представляє собою набір значень, отриманих від різних датчиків. Дані від кожного з вузлів повинні бути доставлені на сервер збору даних за деякий час, що не перевищує T_0 .

Структура мережі включає в себе сегмент сенсорних вузлів, сегмент мережі доступу, реалізований за допомогою БПЛА, шлюз і сегмент мережі передачі даних між шлюзом та сервером послуги. Будемо вважати, що вузьким місцем в даній структурі є сегмент мережі доступу. Надалі будемо розглядати тільки параметри сегменту доступу, вважаючи, що параметри інших елементів мережі мають значний запас пропускної здатності. Мережа доступу будується на базі вузлів зв'язку, розміщених на БПЛА. У загальному випадку в зоні обслуговування може перебувати k БПЛА, причому області покриття сенсорних вузлів можуть перетинатися, як зображено на рисунках 3.2 та 3.3.

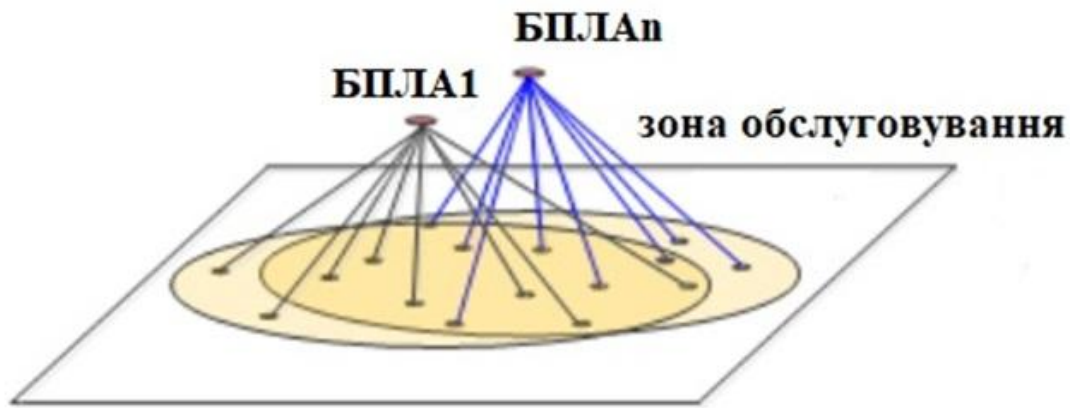


Рисунок 3.2 – Модель області сенсорної мережі, яку обслуговує БПЛА1

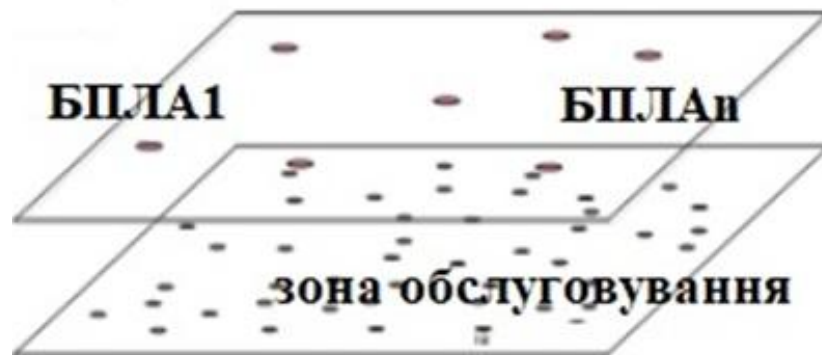


Рисунок 3.3 – Модель області сенсорної мережі, яку обслуговує БПЛАп

Зона може обслуговуватися декількома БПЛА. БПЛА в певний момент часу мають випадкове розташування і також можуть розглядатися як пуассонівське поле. Вважаємо, що вузли зв'язку, розміщені на БПЛА, мають можливість вибору вільного частотного каналу для взаємодії з сенсорними вузлами. Частотний поділ каналів забезпечує можливість обслуговування вузлів мережі декількома БПЛА при перетині їх зон обслуговування. Будемо вважати, що сенсорний вузол періодично виконує операцію відправки даних. Якщо в момент виконання цієї операції є вільний каналний ресурс, то дані передаються зі швидкістю, яка визначається вільною смугою пропускання

каналу. Якщо немає доступного ресурсу, то дані очікують відправки. Час доставки даних через мережу доступу буде визначатися швидкістю передачі в каналі і часом очікування початку передачі:

$$\bar{T} = \bar{W} + \bar{t}, \quad (3.1)$$

де v – об'єм даних сенсора (біт);

b – швидкість передачі даних в каналі (біт/с).

Розглядаючи дану систему як систему масового обслуговування, можна оцінити затримку, пов'язану з очікуванням початку обслуговування. Потік заявок на вході даної системи визначається активністю і кількістю сенсорних вузлів мережі. Будемо виходити з того, що характеристики трафіку, виробленого різними вузлами, різні (різна періодичність відправки даних і різний обсяг даних). Тоді результуючий потік від досить великого числа вузлів можна описати моделлю найпростішого потоку, інтенсивність якого дорівнює:

$$\lambda = \sum_{i=1}^n \lambda_i, \quad (3.2)$$

де λ_i – інтенсивність потоку, виробленого i -м вузлом.

Тоді середній обсяг переданих даних дорівнює:

$$\bar{v} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n v_i, \quad (3.3)$$

де v_i – об'єм даних, переданих i -м вузлом.

При постійній швидкості передачі даних в каналі b (біт / с) середній час обслуговування заявки дорівнюватиме:

$$t = t_c + \frac{\bar{v}}{b}(c), \quad (3.4)$$

де t_c – час, необхідний для вибору каналу і встановлення зв'язку (с).

Якщо t_c значно менше часу, необхідного для передачі, то їм можна знехтувати. Якщо в момент пробудження вузол мережі вибирає вільний на даний момент частотний канал, тобто канал, в якому в даний момент не передається трафік, то модель може бути описана типу $M / G / k$ при дисципліні обслуговування з очікуванням (рисунк 3.4).

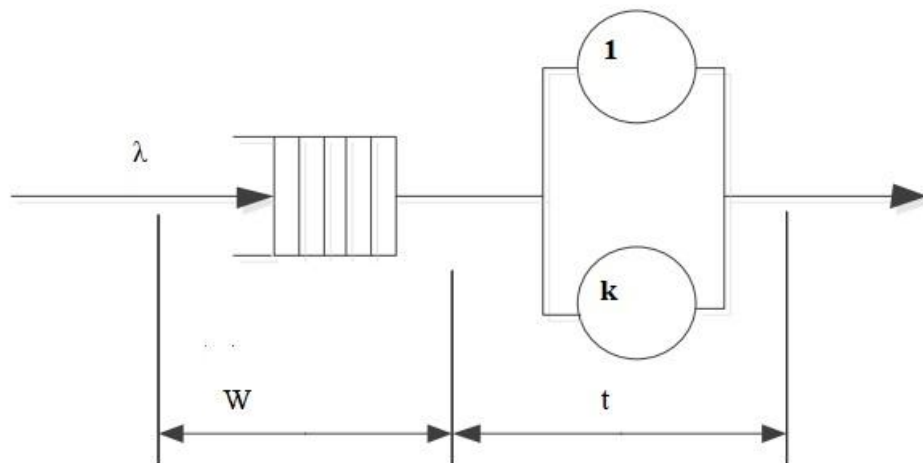


Рисунок 3.4 – Модель обслуговування вузлів сенсорної мережі

Вважаючи, що канали зв'язку з вузлами БПЛА $1 \dots k$ ідентичні, можна уявити, що їх загальна пропускна здатність буде дорівнює:

$$\mu_k = \frac{k}{t}, \quad (3.5)$$

Якщо зробити припущення про те, що час обслуговування заявки (час її передачі по каналу) випадковий і має експоненціальний розподіл, то для системи $M / M / k$ (з урахуванням параметрів мережі $M(\rho, R) / M / k$) можна

оцінити час очікування в черзі як:

$$\bar{W} = \frac{E_C(k, \lambda, \mu)}{k\mu - \lambda}, \quad (3.6)$$

Якщо розподіл часу обслуговування відрізняється від експоненціального, то можливо вдається до наближеної оцінки його верхньої межі. При припущенні експоненціального розподілу часу обслуговування необхідне число доступних каналів (БПЛА) можна оцінити як рішення нерівності $\bar{T} \leq T_0$, яке практично можна отримати, мінімізуючи вираз:

$$k = \arg \min_k \left| \frac{E_C(k, \lambda, \mu)}{k\mu - \lambda} + \bar{t} - T_0 \right|, \quad (3.7)$$

В умовах даної моделі k слід розглядати як середнє число БПЛА, які перебувають одночасно в зоні зв'язку, звідки можна отримати щільність, тобто середнє число БПЛА на одиницю площі території, що обслуговується:

$$\rho_{UAV} = \frac{k}{\pi R^2}, \quad (3.8)$$

де R – радіус вузла зв'язку.

Таким чином, за допомогою виразів (3.7) і (3.8) на основі даних про інтенсивність трафіку, виробленого сенсорними вузлами, їх кількості, обсязі переданих даних і радіусі зв'язку, можна оцінити необхідну кількість (щільність) БПЛА, необхідне для доставки даних за час, що не перевищує задану величину.

4 АПРОБАЦІЯ МОДЕЛІ ЗБОРУ ДАНИХ З НАТІЛЬНИХ МЕРЕЖ

У загальному випадку на фізичному рівні моделі збору даних з натільних мереж розглядаються процеси, що впливають на умови поширення сигналу, такі як:

- загасання в середовищі поширення;
- завмирання сигналу в каналі;
- різного роду перешкоди, що впливають на умови поширення.

Для спрощення моделі на даному рівні зв'яжемо швидкість передачі даних в каналі тільки з відстанню між вузлами. Розглянемо фактор відстані. Згідно зі специфікацією LoRaWAN, швидкість передачі залежить від рівня сигналу на вході приймача, як показано в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Залежність швидкості передачі від рівня сигналу на вході приймача

Рівень сигналу, дБм	Вид модуляції	Швидкість передачі даних, біт/с
–122	GFSK	50 000
–120	LoRa	10 937
–123	LoRa	5468
–126	LoRa	3125
–129	LoRa	1757
–132	LoRa	976
–135	LoRa	537
–137	LoRa	292

Рівень сигналу на вході приймача описується як:

$$P_{RX} = P_{TX} - A(d), \quad (4.1)$$

де P_{TX} – потужність на виході передавача (дБм);

$A(d)$ – залежність загасання сигналу від відстані (дБ).

В якості моделі загасання виберемо модель:

$$A(d) = 20 \lg \left(\frac{4\pi d}{\lambda} \right), \quad (4.2)$$

де λ – довжина хвилі (м);

d – відстань між приймачем і передавачем (м).

Вважаємо, що використовувані антени мають одиничні коефіцієнти посилення (0 дБ). Тоді, залежність швидкості передачі від рівня сигналу буде мати вигляд ступінчастої функції, наведеної на рисунку 4.1.

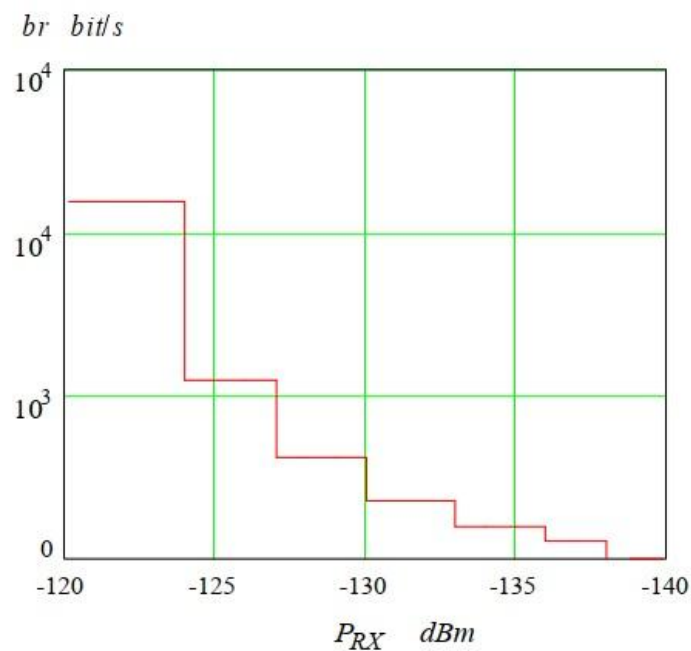


Рисунок 4.1 – Залежність швидкості передачі від рівня сигналу на вході приймача

Так як чутливість радіоприймальних пристроїв LoRa, згідно

специфікації, забезпечує прийом сигналу з малим рівнем сигналу (-137 дБм), а загасання сигналу оцінюється згідно (4.2), то потенційні відстані передачі сигналу великі настільки, що необхідно враховувати кривизну землі і висоти підйому антенних пристроїв (висоту польоту БПЛА). Відстань прямої видимості може бути визначено як:

$$d_{\max} = 3.57(\sqrt{h_1} + \sqrt{h_2}), \quad (4.3)$$

де h_1 і h_2 – висоти антен.

Врахуємо швидкі завмирання в каналі, ввівши емпіричний коефіцієнт збільшення загасання $\gamma = 1.1$. Тоді, з урахуванням (4.2), (4.3) і введеного коефіцієнта, залежність швидкості передачі від відстані буде мати вигляд, наведений на рисунку 4.2.

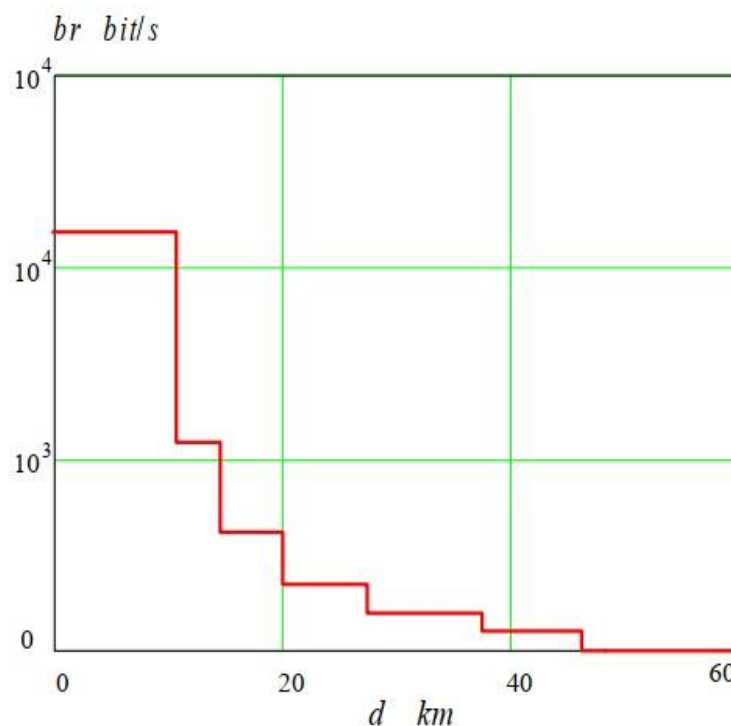


Рисунок 4.2 – Залежність швидкості передачі від відстані між приймачем і передавачем (при висотах антен $h_1 = h_2 = 100$ м)

Таким чином, запропонована модель дозволяє встановити залежність часу обслуговування пакета в вузлах зв'язку (часу передачі по каналах), затримки на очікування та ймовірності втрат пакетів від параметрів маршруту (відстані між вузлами і числа транзитів). На рисунку 4.3 приведена залежність швидкості передачі даних від втрат.

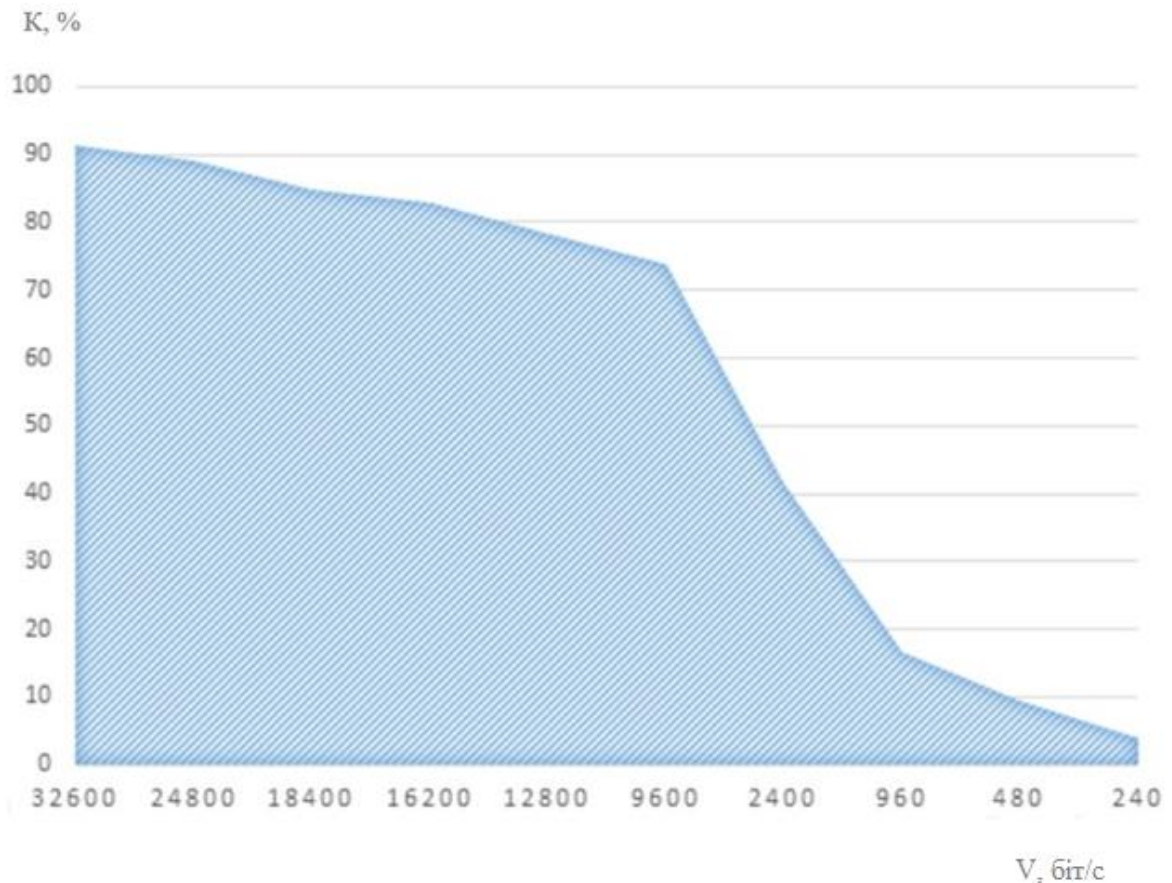


Рисунок 4.3 – Графік залежності втрат пакетів від швидкості передачі даних

Згідно з цим графіком можна зробити висновок, що оптимальна швидкість передачі даних для мереж з даною архітектурою становить 240 - 480 біт/с, що дозволяє передати дані з допустимим рівнем втрат (для пристроїв IEEE 802.15.4g).

Величина втрат пов'язана з великим числом вузлів і пропускнуою

спроможністю, що постійно змінюється, для пристроїв LPWAN, яка, в свою чергу, пов'язана зі зміною відстані між пристроями і значення параметра RSSI. На рисунку 4.4 приведена залежність мережевої затримки при доставці пакетів від швидкості передачі даних.

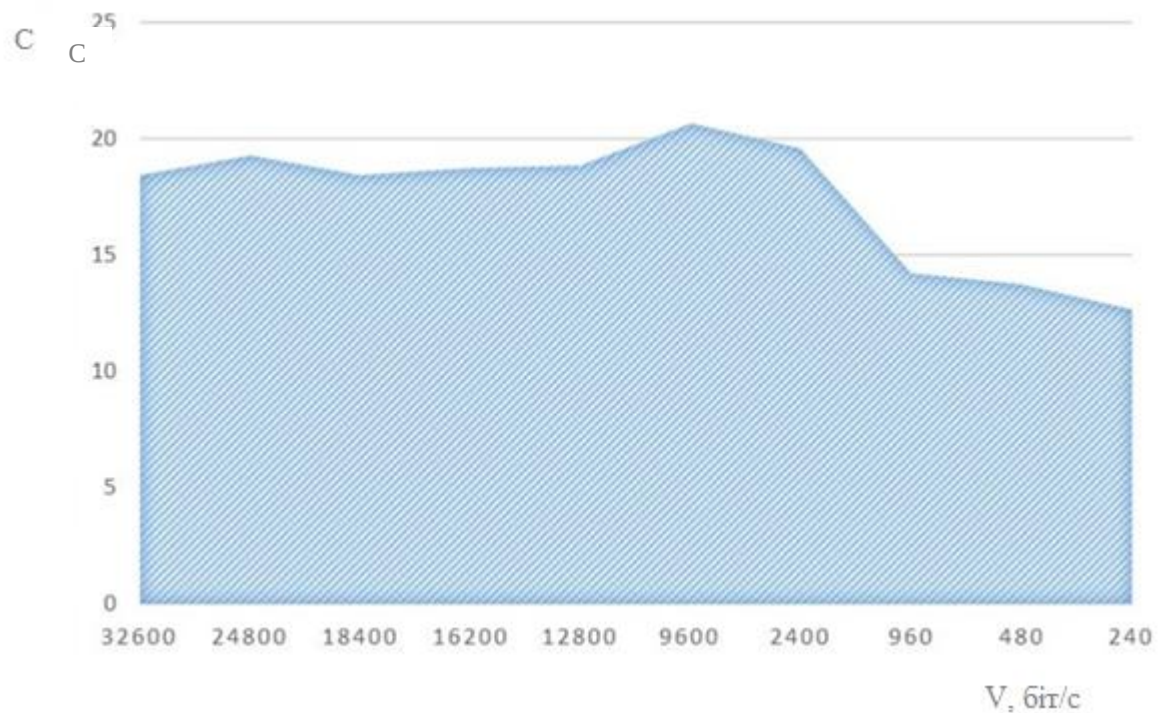


Рисунок 4.4 – Графік залежності мережевої затримки від швидкості передачі даних

Згідно з цим графіком можна зробити висновок, що рівень мережевої затримки стає найменшим при швидкості передачі даних 240 - 960 біт / с, що пов'язано з меншим часом очікування пакетів в буфері пристроїв LPWAN. Мережеву затримку можна зменшити, ввівши в імітаційну модель модуля LPWAN час тайм-ауту, що збільшить рівень втрат, але зменшить середньомережеву затримку. В даному випадку мережу можна вважати толерантною до затримок у зв'язку з невизначеними вимогами щодо передачі даних через мережу.

Згідно з отриманими результатами можна зробити висновок, що найбільш оптимальною швидкістю передачі даних для мережі з вищеописаної архітектурою і сценарієм роботи є 240 - 480 біт / с. На даних швидкостях передачі даних спостерігається найменша затримка (11-14 с) і з прийнятним рівнем втрат пакетів (3–10 %).

ВИСНОВКИ

В результаті виконання кваліфікаційної роботи було розроблено модель збору даних з натільних мереж, що відрізняється від відомих тим, що БПЛА представляється як система масового обслуговування і в запропонованій моделі враховуються параметри швидкості переміщення БПЛА, висоти його польоту і щільності сенсорної мережі.

Таким чином, запропонована модель дозволяє встановити залежність часу обслуговування пакета в вузлах зв'язку (часу передачі по каналах), затримки на очікування та ймовірності втрат пакетів від параметрів маршруту (відстані між вузлами і числа транзитів).

Згідно з отриманими результатами можна зробити висновок, що найбільш оптимальною швидкістю передачі даних для мережі з вищеописаною архітектурою і сценарієм роботи є 240 - 480 біт / с. На даних швидкостях передачі даних спостерігається найменша затримка (11-14 с) і з прийнятним рівнем втрат пакетів (3–10 %).

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Ткачов В.М., Токарев В.В., Радченко В.О., Лебедев В.О. Проблема передачі даних типу BIG DATA у мобільній системі «Мультикоптер-сенсорна мережа» / В.М. Ткачов, В.В. Токарев, В.О. Радченко, В.О. Лебедев // Системи управління, навігації та зв'язку. - 2017. №2(42). - С.154-157
2. Радченко В.О., Руденко Д.А., Ткачов В.Н., Токарев В.В. Мобильная подсистема «Мультикоптер-сенсорная сеть» в компьютерной системе хранения BIG DATA / В.О. Радченко, Д.А. Руденко, В.Н. Ткачов, В.В. Токарев // Системи управління, навігації та зв'язку. - 2017. №4(44). - С.102-105.
3. Пат. 118921 Україна, МПК H04W 64/00. Спосіб передачі цифрових даних мультикоптерною системою між сегментами розподіленої сенсорної мережі та базовою станцією / В.М. Ткачов, В.В. Токарев - № u201704085; заявл. 24.04.2017; опубл. 28.08.2017. Бюл. № 16. 5с.
4. Радченко В.А., Токарев В.В., Ткачев В.Н. Мобильная система передачи данных на базе динамически реконфигурируемых мультикоптерных устройств / В.А. Радченко, В.В. Токарев, В.Н. Ткачев // Проблеми інформатизації: тези доповідей V - наук. - техн. конф., 13 - 15 лист. 2017р. - Харків, 2017. - С.36.
5. Рубан И.В., Чурюмов Г.И., Токарев В.В., Ткачев В.Н. Функциональная стойкость универсальной мобильной реконфигурируемой системы при воздействии электромагнитного излучения высокой мощности / И.В. Рубан, Г.И. Чурюмов, В.В. Токарев, В.Н. Ткачев // Информационные технологии и безопасность: (ИТБ-2017), материалы докладов XVII Международной научно-практической конференции, 30 нояб. 2017г. - Киев, 2017. - С.205 - 210.
6. Створення науково-методичних основ забезпечення живучості мережевих систем обміну інформацією в умовах зовнішнього впливу

потужного НВЧ випромінювання: звіт про НДР (заключ.) № держреєстрації 0117U003916.: Ф76/109-2017 / Харків. нац. ун-т радіоелектроніки; керівник Г. И. Чурюмов. – Харків, 2017. – 116 с.

7. Ruban I.V., Churyumov G.I., Tokarev V.V., Tkachov V.M. Provision of Survivability of Reconfigurable Mobile System on Exposure to High-Power Electromagnetic Radiation / I.V. Ruban, G.I. Churyumov, V.V. Tokarev, V.M. Tkachov // Selected Papers of the XVII International Scientific and Practical Conference on Information Technologies and Security: (ITS 2017). CEUR Workshop Processing., 30 nov. 2017 y. - Kyiv, 2017. - P. 105-111.

8. Serkov A., Kravets V., Yakovenko I., Churyumov G., Tokariev V., Nannan W. Ultra Wideband Signals in Control Systems of Unmanned Aerial Vehicles / A. Serkov, V. Kravets, I. Yakovenko, G. Churyumov, V. Tokariev, W. Nannan // The 10h IEEE International Conference on Dependable Systems, Services and Technologies: (DESSERT'2019)., 5-7 june, 2019 y. - Leeds, 2019. - P.26 - 29.

9. Серков О. А., Пустовойтов П. Є., Яковенко І. В., Лазуренко Б. О., Чурюмов Г. І., Токарев В. В., Наннан Ванг. Надширокосмугові технології в системах управління мобільними об'єктами. / О. А. Серков, П. Є. Пустовойтов, І. В. Яковенко, Б. О. Лазуренко, Г. І. Чурюмов, В. В. Токарев, Ванг Наннан // Сучасні інформаційні системи. - 2019. - Т.3, №2. - С.22-27.

10. Серков О.А., Князев В.В., Лазуренко Б.О., Яковенко І.В., Чурюмов Г.І., Токарев В.В. Надширокосмугові технології в задачах забезпечення електромагнітної сумісності рухомих об'єктів / О.А. Серков, В.В. Князев, Б.О. Лазуренко, І.В. Яковенко, Г.І. Чурюмов, В.В. Токарев // Проблеми електромагнітної сумісності перспективних бездротових мереж зв'язку (ЕМС-2019):збірник наукових робіт четвертої міжн. наук.-техн. конф., 24 жовт. 2019 р. - Харків, 2019. - С. 55-57.

11. Кривуля Г.Ф., Токарев В.В., Щербак В.К. Моделирование компьютеризированных систем управления с использованием интеллектуальных средств / Г.Ф. Кривуля, В.В. Токарев, В.К. Щербак //

Інформаційно-керуючі системи на залізничному транспорті: тези доповідей 32-ї міжн. наук.-практ. конф., 24-25 жовт. 2019р. - Харків, 2019. - С. 90 - 91.

12. Krivoulya G., Tokariiev V., Ilina I, Shcherbak V. Mathematical Model for Finding Probability of Detecting Victims of Man-Made Disasters Using Distributed Computer System with Reconfigurable Structure and Programmable Logic / G. Krivoulya, V. Tokariiev, I. Ilina, V. Shcherbak // IEEE International Scientific-Practical Conference Problems of Infocommunications, Science and Technology: (PIC S&T), 06-09 oct. 2020y. - Kharkiv, 2020. - P.197 - 201.

13. Лебедев О.Г., Ткачев В.Н., Токарев В.В., Чурюмов Г.И. Темпоральная модель адаптации интегрированной информационной системы путем реконфигурации логической структуры / О.Г. Лебедев, В.Н. Ткачев, В.В. Токарев, Г.И. Чурюмов // Комп'ютерні та інформаційні системи і технології: тези доповідей другої міжн. наук. - техн. конф., 18 - 19 квітн. 2018 р. - Харків, 2018. - С.6-7.

14. Лапшов Д.К. Модель доставки даних з Wearable things на базі Drone / Д.К. Лапшов // Інформаційне суспільство: технологічні, економічні та технічні аспекти становлення: збірник тез доповідей, 12 жовтн. 2021р. - Тернопіль: 2021. - випуск 62. - С.37 - 38.