

Міністерство освіти і науки України  
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Автоматики і комп'ютеризованих технологій  
(повна назва)

Кафедра Комп'ютерно - інтегрованих технологій, автоматки та мехатроніки  
(повна назва)

## АТЕСТАЦІЙНА РОБОТА Пояснювальна записка

другий (магістерський)  
(освітньо-кваліфікаційний рівень)

Проектування електронного пристрою для дослідження шлунково-кишкового тракту  
(тема)

Виконав: студент 2 курсу, групи ІТМРТм-19-1

Басанець Д.А.

(прізвище, ініціали)

Спеціальності 172 Телекомунікації та радіотехніка

(код і повна назва спеціальності)

Тип програми освітньо-професійний

Освітня програма Інтелектуальні технології мікросистемної радіоелектронної техніки

Керівник доц. Письменецький В. О.

(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри

\_\_\_\_\_ (підпис)

Невлюдов І.Ш.

(прізвище, ініціали)

2020 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет	Автоматики і комп'ютеризованих технологій
Кафедра	Комп'ютерно-інтегрованих технологій, автоматизації та мехатроніки
Рівень вищої освіти	другий (магістерський)
Спеціальність	172 Телекомунікації та радіотехнік
Тип програми	освітньо-професійний
Освітня програма	Інтелектуальні технології мікросистемної радіоелектронної техніки

(шифр і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри КІТАМ

І.Ш. Невлюдов

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2020 року

**ЗАВДАННЯ  
НА АТЕСТАЦІЙНУ РОБОТУ (ПРОЕКТ)**

студентові

Басанцю Денису Андрійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи (проекту)

Проектування електронного пристрою для дослідження шлунково-кишкового тракту

затверджені наказом по університету від \_\_\_\_\_ 02.11. \_\_\_\_\_ 2020 р. № \_\_1508\_\_ Ст.

2. Термін подання студентом роботи (проекту) \_\_\_\_\_ 17.12.2020 р.

3. Вихідні дані до проекту (роботи) \_\_\_\_\_ Розмір капсули – 13 x 31; кут огляду аксіально – 145<sup>0</sup>; роздільна здатність – 256 x 256; термін служби батареї, год – 10; кадрів у секунду – від 30; вага – 6 г.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)

4.1 Вступ

4.2 Аналіз сучасного стану питання

4.3 Проектування пристрою для дослідження шлунково-кишкового тракту

4.4 Математична модель руху МЕМС-сенсора

4.5 Імітаційне моделювання роботи МЕМС-сенсора у складі капсули

4.6 Охорона праці

4.7 Висновки

4.8 Перелік посилань

4.9 Додатки

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)  
Графічний матеріал у вигляді презентації - 13 арк.. ф. А4

6. Консультанти розділів роботи (п.6 включається до завдання 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 (проекту)	Термін виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Отримання завдання	1.09.20	Виконав
2	Аналіз завдання	15.09.20	Виконав
3	Аналіз аналогів	30.09.20	Виконав
4	Аналіз об'єкту автоматизації	7.10.20	Виконав
5	Проведення проектування з виконанням відповідних розрахунків	15.10.20	Виконав
6	Оформлення пояснювальної записки	15.11.20	Виконав
7	Подання на підпис керівнику роботи	4.12.20	Виконав
8	Подання роботи на підпис зав. кафедри	14.12.20	Виконав
9	Подання роботи на рецензію	12.12.20	Виконав
10	Подання атестаційної роботи до ЕК	16.12.20	Виконав

Дата видачі завдання  2    Листопада   2020 р.

Студент

\_\_\_\_\_ (підпис)

Басанець Д.А.  
(прізвище та ініціали)

Керівник роботи (проекту)

\_\_\_\_\_ (підпис)

доц. Письменецький В.О.  
(посада, прізвище та ініціали)

## РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка: 64 с., 22 рис., 4 табл., 16 джерел.

### КАПСУЛЬНА ЕНДОСКОПІЯ, СЕНСОР, ФІЛЬТРАЦІЯ, МЕМС

Об'єкт дослідження – процес позиціонування мобільного роботу в просторі.

Предмет дослідження – методи та засоби розрахунку позиціонування мобільного роботу в просторі на базі МЕМС-сенсору.

Мета магістерської випускної атестаційної роботи є удосконалення метода позиціонування мобільного роботу на базі МЕМС-сенсору.

Методи дослідження – капсульна ендоскопія, методи моделювання, методи цифрової фільтрації сигналів.

Удосконалена конструкція капсули для ендоскопії за рахунок оснащення додатковими двома камерами по боках капсули та МЕМС-сенсором (акселерометр, гіроскоп та магнітометр), що забезпечить збір додаткової інформації про місцезнаходження капсули в момент кадру та зображенням не тільки фронтальної картини, а й панорамної.

Для отримання інформації про місцезнаходження капсули запропоновано використання математичної моделі СТ<sub>RV</sub>. Розроблено програмний модуль, що реалізує математичну модель розрахунку позиції капсули. Імітаційні дослідження показали працездатність методу та забезпечили точність 0,1°.

Упровадження розробленої конструкції та методів дозволяє підвищити інформативність реєстрації даних. та зменшити кількість давачів в конструкції без погіршення точності.

## ABSTRACT

Explanatory note: 64 pp., 22 fig., 4 tables, 16 sources.

### CAPSULE ENDOSCOPY, SENSOR, FILTRATION, MEMS

The object of research is the process of positioning the mobile work in space.

The subject of research - methods and means of calculating the positioning of mobile work in space based on MEMS-sensor.

The purpose of the master's final certification work is to improve the method of positioning the mobile work based on the MEMS sensor.

Research methods - capsule endoscopy, modeling methods, digital signal filtering methods.

Improved capsule design for endoscopy by equipping two additional cameras on the sides of the capsule and MEMS sensor (accelerometer, gyroscope and magnetometer), which will collect additional information about the location of the capsule at the time of the frame and image not only frontal but also panoramic.

To obtain information about the location of the capsule, the use of a mathematical model of CTRV is proposed. A software module has been developed that implements a mathematical model for calculating the position of the capsule. Simulation studies showed the efficiency of the method and provided an accuracy of  $0.1^\circ$ .

The introduction of the developed design and methods allows increasing the informativeness of data registration and reducing the number of sensors in the design without compromising accuracy.

## ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, символів, одиниць, скорочень і термінів .....	9
Вступ.....	10
1 Аналіз сучасного методів для дослідження шлунково-кишкового тракту..	12
1.1 Мікро та наноелектроніка у медицині .....	12
1.2 Види технологій дослідження шлунково-кишкового тракту.....	13
1.2.1 Гастроскопія шлунку .....	13
1.2.2 Трансоральний спосіб .....	14
1.2.3 Трансназальний спосіб .....	15
1.2.4 Капсульна ендоскопія.....	15
1.3 Огляд аналогів.....	18
1.3.1 Основні характеристики та типи капсул .....	18
1.3.2 Система капсульної ендоскопії ОМОН .....	20
1.3.3 Система капсульної ендоскопії MiroCam.....	24
1.3.4 Порівняльний аналіз аналогів та їх недоліки.....	26
1.4 Висновки першого розділу .....	27
2 Розробка структурної схеми електронного пристрою .....	28
2.1 Розробка структурної схеми капсули .....	28
2.2 Вибір основних функціональних модулів.....	31
2.2.1 Вибір матриці .....	31
2.2.2 Вибір засобу передачі даних.....	33
2.2.3 Вибір блоку керування .....	33
2.2.4 Вибір способу управління капсулою .....	34
2.2.5 Вибір акумуляторів і перетворювачів живлення.....	34
2.2.6 Вибір МЕМС-сенсора.....	35
2.3 Висновки другого розділу.....	36
3 Математичний аналіз руху мемс-сенсора.....	37
3.1 Модель руху капсули.....	37
3.2 Висновки третього розділу .....	44

4 Імітаційне моделювання роботи мемс-сенсора у складі капсули .....	45
4.1 Побудова моделі МЕМС-сенсора .....	45
4.2 Проведення моделювання .....	49
4.3 Висновки четвертого розділу .....	50
5 Охорона праці .....	51
5.1 Аналіз умов праці на робочому місці дослідника .....	51
5.2 Промислова безпека у лабораторії .....	53
5.3 Виробнича санітарія в лабораторії .....	54
Висновки .....	56
Перелік посилань .....	58
Додаток А .....	60
Програма .....	60
Додаток Б .....	63
Демонстраційний матеріал .....	63

## **ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ**

ІВБ – інерційний вимірювальний блок;

МРТ – Магнітно-резонансна томографія;

ПЗ – програмний засіб;

ПЛІС – програмована логічна інтегральна схема;

MEMS – Micro-Electro-Mechanical Systems;

QVGA – Quarter Video Graphics Array;

SNR – Signal-to-noise ration.

## ВСТУП

Капсульна ендоскопія – метод обстеження шлунково-кишкового тракту за допомогою мініатюрної капсули з вбудованою відеокамерою, яку пацієнт проковтує як звичайну таблетку. Це сучасний, безпечний і комфортний метод обстеження.

Пересування по кишечнику здійснюється внаслідок його перистальтики, при цьому капсула рухається самостійно, без сторонніх зусиль. Пацієнту надається одноразова капсула, яку він випиває, запиваючи достатньою кількістю води. Період її проходження по всіх відділах шлунково-кишкового тракту може відбуватися протягом 10 годин.

У існуючих електронних пристроїв для дослідження шлунково-кишкового тракту є багато недоліків. Капсульна ендоскопія перекиває їх та має свої переваги:

- процедура не викликає страху і є абсолютно безболісною;
- має високий ступінь діагностики патологічного процесу;
- просування капсули не дає ніяких клінічних проявів, відчуття хворобливості і дискомфорту;
- на відміну від звичайної гастроскопії шлунку, таблетка проникає в ті сегменти кишечника, куди зонд не має доступу;
- раннє виявлення патологічних процесів;
- неспішна обробка результатів обстеження, дозволяє доктору, ретельно вивчити отриману інформацію;
- при проведенні такої форми гастроскопії, повністю виключається травмування стінок кишечника.

Мета магістерської випускної атестаційної роботи є удосконалення метода позиціонування мобільного роботу на базі MEMS-сенсору.

Об'єкт дослідження – процес позиціонування мобільного роботу в просторі.

Предмет дослідження – методи та засоби розрахунку позиціонування мобільного роботу в просторі на базі МЕМС-сенсору.

Методи дослідження – капсульна ендоскопія, методи моделювання, методи цифрової фільтрації сигналів.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

- проаналізувати особливості проектування та виготовлення пристроїв капсульної ендоскопії, розглянути аналоги;
- провести проектування структурної схеми пристрою, обґрунтування окремих функціональних вузлів та провести відповідні розрахунки;
- розробити моделювання роботи окремих функціональних блоків пристрою та провести дослідження;
- оформити пояснювальну записку згідно з рекомендаціями [2], та вимогами ДСТУ 3008:2015 [3], та методичними вказівками [4].

Наукова новизна магістерської роботи полягає в наступному:

- удосконалено конструкцію пристрою капсули для ендоскопії, яка відрізняється від існуючих застосуванням двох типів розміщення камер та використанням МЕМС-сенсора, що дозволяє підвищити інформативність реєстрації даних.
- дістало подальший розвиток математична модель  $STRV$ , яка застосована для задачі локалізації місцезнаходження капсули впродовж процедури, що дозволяє зменшити кількість давачів в конструкції без погіршення точності.

# 1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО МЕТОДІВ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ШЛУНКОВО-КИШКОВОГО ТРАКТУ

## 1.1 Мікро та наноелектроніка у медицині

Об'єднання механічних та електричних (електронних) частин у єдину систему було плідним рішенням у техніці, відомій за назвою електромеханіка. У міру розвитку цього напрямку (мініатюризації електронних систем керування та включення до складу систем інформаційної частини — сенсорів та програмного забезпечення) вона перетворилася в мехатроніку, яка забезпечила істотне підвищення надійності за рахунок автономності підсистем та вузлів пристроїв, передачі ряду функцій від механіки — електроніці або програмному забезпеченню, де централізації керування, зменшення довжини ліній зв'язку, а також використання інших принципів проектування виробів мехатроніки. Наступним логічним кроком удосконалення електромеханічних конструкцій та систем стала мікромініатюризація механічних вузлів та деталей. У сучасних розробках — це MEMS, MOEMS, MST, systems in chip (або МЕМС, МОЕМС, МСТ, системи на кристалі), мікро-, оптико-електромеханічні системи, мікросистемна техніка, мікротехніка, мікромеханіка, мікроприладобудування, мікротроніка.

«Класичні» вироби МСТ повинні забезпечувати мінімальні габаритно-масові характеристики (ГМХ), низьке енергоспоживання, мінімальну вартість, високу надійність та стабільність параметрів, масовість виробництва та широку номенклатуру модифікацій [5].

Мікросистемна техніка – це науково-технічний напрямок, метою якого є створення в обмеженому об'ємі твердого тіла або на його поверхні мікросхем, (механізмів мікромеханіки та функціональноелектроніки) у вигляді впорядкованих композицій областей із заданими властивостями, структурою (та зв'язками між ними), статична або динамічна сукупність яких

забезпечує реалізацію процесів генерації, перетворення, передачі енергії та руху в інтеграції із процесами сприйняття, (виміру) і обробки, трансляції, збереження інформації (та спілкування) при виконанні запрограмованих операцій та дій у визначених умовах експлуатації з необхідними функціональними, часовими та надійністними показниками [6].

## 1.2 Види технологій дослідження шлунково-кишкового тракту

### 1.2.1 Гастроскопія шлунку

Шлунок – орган шлунково-кишкового тракту, в якому відбувається перетравлення їжі. У гастроентерологічній практиці виділяється велика кількість різних захворювань шлунку. Деякі з них можуть бути небезпечними і приводити до розвитку ускладнень. Саме тому так важливо проводити інструментальне та лабораторне обстеження шлунку, призначені фахівцем. Вони дозволять своєчасно виявити захворювання, з максимальною достовірністю уточнити його стадію і призначити ефективне лікування.

Показаннями до призначення медичного обстеження шлунку можуть бути і різні захворювання. Засоби апаратної діагностики допомагають виявити причину хвороби і дізнатися, наскільки ефективно проведене лікування. Різні процедури обстеження шлунку проводять при:

- наявності поліпів та інших новоутворень на слизовій шлунку;
- гастрит;
- грижа;
- виразкової хвороби;
- рефлюксної хвороби;
- онкологічних захворюваннях;
- запальних процесах будь-якої етіології в підшлунковій залозі, в області дванадцятипалої кишки і шлунку;
- портально-гіпертензивної гастропатії;
- ахалазії стравоходу;

– жовчнокам'яної хвороби.

З метою уточнення діагнозу або контролю проведеного лікування гастроентерологом призначаються різні види інструментальних і лабораторних досліджень [7].

Гастроскопія шлунку – це процедура, для проведення якої використовується фіброгастроскоп. Цей апарат підключається до відеомонітора і на ньому чітко видиме стан внутрішніх органів стравоходу, шлунка, і дванадцятипалої кишки. При необхідності можна зробити забір матеріалу для проведення гістологічного дослідження.

Гастроскопія шлунку виконується за допомогою проковтування гнучкого шланга гастроскопа, на кінчику якої вмонтована невелика відеокамера (середі заселення така маніпуляція іменується як проковтування кишки).

Перед перевіркою шлунку, щоб знизити блювотний рефлекс, виробиться підривання рідкого анестетика. Найчастіше їм є лідокаїн.

Область застосування цієї процедури широко поширена. Її вказують с всю перевірити шлунок і вивести патології травневої системи.

Основним недоліком такої методики є наявність просторових обмежень, викликана технічними характеристиками приладу.

### 1.2.2 Трансоральний спосіб

Проведення цієї маніпуляції, в більшості випадків займає не більше 5 або 7 хвилин. У порожнину рота вставляється загубник, через отвори якого відбувається введення гнучкого шланга фіброгастроскопа.

Основними перевагами цієї методики можна вважати:

- швидкість проведення дослідження;
- можливість візуального спостереження;
- при необхідності можна проводити лікувальні дії (взяття матеріалу на дослідження, приєднання кровоточивих судин, усунення папілом);
- практично не має ускладнень.

Основні мінуси гастроскопії шлунку:

- тривала підготовка, великі обмеження використання їжі.
- великий дискомфорт при проведенні маніпуляції.
- високий рівень протипоказань [8].

### 1.2.3 Трансназальний спосіб

Ця методика враховується відносно новою. При ній відбувається ведення шланга з камерою через носовий хід, при цьому якість маніпуляції, не відрізняється від попереднього методу.

Основні позитивні результати цієї процедури:

- пацієнт не відчуває блювотного рефлексу;
- для проведення даної процедури використовується шланг чоловічого діаметру;
- через те, що даний вид гастроскопії не потрібне використання місцевого анестетика, для зниження функції ковтання, реально припинюється ризик розвитку алергії.

Трансназальна гастроскопія має наступні недоліки:

- через малий діаметр трубки, виключається можливість проведення біопсії і коагуляції;
- після її проведення можуть виникати носові кровотечі;
- її не можна проводити при хворобах вуха, горла, носа.

### 1.2.4 Капсульна ендоскопія

Капсульна ендоскопія – метод обстеження шлунково-кишкового тракту за допомогою мініатюрної капсули з вбудованою відеокамерою, яку пацієнт проковтує як звичайну таблетку. Це сучасний, безпечний і комфортний метод обстеження.

На рис. 1.1 зображена ілюстрація капсульної ендоскопії [9].

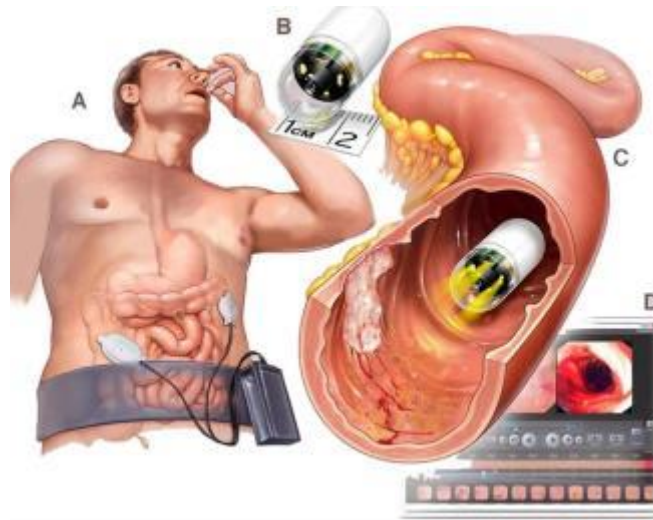


Рисунок 1.1 – Ілюстрація капсульної ендоскопії

Капсульну ендоскопію можна використовувати:

- якщо інші методи встановлення діагнозу не призвели до виявлення причин больового синдрому;
- якщо у хворого, при випорожненні спостерігається кров в калових масах;
- при розвитку хвороби Крона, яка виключає можливість проведення колоноскопії;
- у тому випадку якщо хворий відмовляється від проведення звичайної гастроскопії, або при проведенні з'являється блювота.

Цей вид обстеження проводиться за допомогою капсули, в якій розташовується кольорова гамма і світлодіоди. Вона проковтується хворим, після чого відбувається фотографування внутрішніх стінок шлунково-кишкового тракту.

Пересування по кишечнику здійснюється внаслідок його перистальтики, при цьому капсула рухається самостійно, без сторонніх зусиль.

Пацієнту надається одноразова капсула, яку він випиває, запиваючи достатньою кількістю води.

Період її проходження по всіх відділах шлунково-кишкового тракту може відбуватися протягом 10 годин.

Хворий повертається додому і може займатися повсякденними справами.

Після закінчення заданого часу, пацієнт повертається в стаціонар або клініку, де відбувається обробка інформації та її розшифрування. Для цього на область шлунку прикріплюється спеціальний датчик. У разі якщо виникає необхідність додаткового огляду кишечника, великого розміщення в стаціонарі.

Для виведення капсули не треба застосовувати ніяких дій, вона виходить самостійним, природним шляхом.

Переваги та недоліки капсульної гастроскопії шлунка. Улюблений вид діагностики крім всіх переваг має ряд недоліків. Гастроскопія шлунка з використанням капсул не є винятком.

Позитивні моменти цього виду дослідження:

- процедура не викликає страху і виникає абсолютно безболісною;
- має високу ступінь діагностики патологічного процесу;
- просування капсул не дає будь-яких клінічних проявів, відчуттів хворобливості і дискомфорту;
- на відміну від звичайної гастроскопії шлунка, капсула проникає в ті сегменти кишечника, де зонд не має доступу;
- раннє виявлення патологічних процесів;
- неспішна обробка результатів спостереження дозволяє доктору ретельно вивчити отриману інформацію;
- при проведенні такою формою гастроскопії, у повній мірі вилучається травмування стінок кишечника.

До основних недоліків цієї процедури можна віднести:

- неможливість забору матеріалу для проведення біопсії.
- провести невелике лікування з нагоди видалення папіломи, неможливо.
- висока вартість процедури, що не дозволяє робити загальнодоступною.

Затримка (застрявання) ендоскопічної капсули є практично єдиним ускладненням даного методу, однак це ускладнення вимагає найпильнішої уваги лікаря. Частота затримки відеокапсули різна і залежить найбільшою мірою від клінічних показань до проведення капсульної ендоскопії. Вона варіюється від 0% у здорових людей до 1,5% у пацієнтів з прихованими шлунково-кишковими кровотечами, до 5% у пацієнтів з можливою хворобою Крона і до 21% у пацієнтів з кишковою непрохідністю.

Як ми бачимо капсульна гастроскопія перекриває основні недоліки і складності проведення фіброгастроскопії. Це відносно новий метод, тобто є досить багато напрямків для модифікації капсули і поліпшення даного методу.

### 1.3 Огляд аналогів

#### 1.3.1 Основні характеристики та типи капсул

Відеокапсульна ендоскопія найчастіше використовується при діагностиці кровотеч неясної етіології (*obscure gastrointestinal bleeding*). Показанням до проведення капсульної ендоскопії також є підозра на хворобу Крона, пухлини тонкої кишки, пошкодження тонкої кишки в результаті прийому нестероїдних протизапальних медикаментів, целиакії, а також спадковий поліпоз [4]. На даний момент існує безліч варіантів відеокапсул, які умовно можна розділити на капсули з аксіально розташованими об'єктивами і латерально розташованими об'єктивами [5].

В [4, 5] відзначається про низьку чутливість відеокапсул з аксіально розташованими об'єктивами до ангієктазій, дивертикулу та ін. При такому розміщенні камер виникає велика кількість сліпих зон в процесі переміщення по звивистих каналах тонкого кишечника.

За видом розміщення відеокамер розрізняють:

- капсули з торцевим розміщенням камер (рис. 1.2);
- капсули с боковою оптикою (рис. 1.3).



Рисунок 1.2 – Зовнішній вигляд капсул із торцевим розміщенням камер

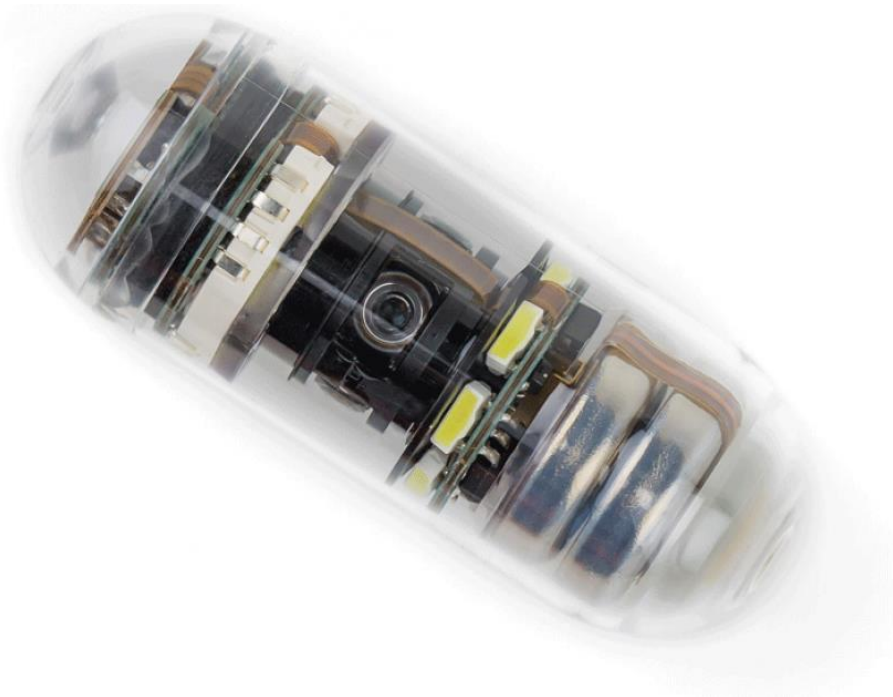


Рисунок 1.3 – Зовнішній вигляд капсул із боковим розміщенням камер

За типом передачі та реєстрації інформації:

- із внутрішньою пам'яттю для зберігання інформації;
- із зовнішнім пристроєм для запису та зберігання інформації.

Відеокапсули з торцевою оптикою передає відеоінформацію через спеціальні датчики, закріплені в певній послідовності на тулуб людини. Датчики акумулюють відеофільм в записуючий пристрій, який пацієнт носить на поясі протягом усього дослідження [3, 4]. До цього типу капсул відносяться діагностичні комплекси Given Imaging (PillCam, Ізраїль), MiroCam (IntroMedic, Корея) і система компанії Olympus (Японія) (рис. 1.2).

Відеокапсули з бічною оптикою являє собою міні-комп'ютер, який записує отримане відеозображення. Бічна цифрова оптика дозволяє за допомогою 2-4 цифрових камер проводити зйомку бічних стінок кишки протягом 15 год (рис. 1.3).

Отримана інформація залишається в спеціальному комп'ютері, розташованому всередині відеокапсули. При використанні цієї системи неможливо використати перегляд зображення в режимі реального часу, але це компенсується відсутністю датчиків і ресіверів на тілі пацієнта протягом всього дослідження. До цієї групи належить система CapsoVision (США) (рис. 1.3).

### 1.3.2 Система капсульної ендоскопії OMOM

Система капсульної ендоскопії OMOM – діагностичне медичне обладнання, призначене для дослідження шлунково-кишкового тракту за допомогою мініатюрної відеокапсули.

Капсула автоматично робить кольорові знімки. За 9 годин роботи капсула робить близько 65-ти тисяч високоякісних знімків, які кодуються і автоматично пересилаються на записуючий пристрій в спеціальному жилеті, одягненому на пацієнта. По закінченню дослідження капсула виходить з організму природним шляхом, а відеоінформація з пристрою для запису зображення переноситься на комп'ютер.

За допомогою спеціальної програми лікарі переглядають зображення, оцінюють отриману відеоінформацію і роблять діагностичний висновок.

Інтелектуальна капсула OMOM:

- стерильна, одноразова;
- час автономної роботи: 9 годин;
- розмір: 13 мм x 27,9 мм;
- вага: 6г;
- кут огляду:  $140 \pm 10^\circ$ ;
- роздільна здатність 0,1 мм;
- роздільна здатність цифрового зображення: 320 x 240 (QVGA), 640 x 480 (WVGA), глибина кольору 24 біта, 300 000 пікселів;
- захоплення: 2 кадри в секунду;
- освітлення: 6 світлодіодів.

Функціональні елементи відеокапсули розташовані в полімерній оболонці, яка не розчиняється в організмі людини. Інтелектуальна капсула знаходиться в пластиковому контейнері з постійним магнітом, який утримує її в неактивному стані. Якщо капсула вийнята з контейнера, вона включається автоматично і готова робити знімки. Для того, щоб почати діагностичну процедуру, пацієнт повинен проковтнути відеокапсулу, яка попередньо пройшла ініціалізацію на робочій станції Omom.

Відеокапсула проходить по шлунково-кишковому тракту природним шляхом, автоматично робить кольорові знімки і посилає отриману відеоінформацію на записуючий пристрій. Навіть коли капсула знаходиться в шлунково-кишковому тракті, система капсульної ендоскопії Omom дозволяє переглядати зображення в режимі реального часу, регулювати частоту виконання знімків капсулою, освітленість, експозицію. Капсула перестає працювати, коли розряджається елемент живлення. Зазвичай вона працює протягом 10-14 годин.

Пристрій для запису зображення js-merii складається з антенного комплексу, записуючого контейнера, карти пам'яті і вбудованої літєвої батареї.

14 елементів антенного комплексу розташовані в спеціальному жилеті. Місце розташування кожного елемента антенного комплексу фіксовано. Жилет легко одягається на пацієнта, налаштовується по його фігурі і забезпечує надійний прийом зображень з капсули. Таким чином, при проведенні дослідження за допомогою системи капсульної ендоскопії OMOM немає необхідності в роздяганні пацієнта і спеціальної підготовки шкіри абдомінальної області.

Акcesуари включають адаптер, USB кабель для підключення пристрою для запису зображення до робочої станції OMOM, кабель живлення, зарядний пристрій для ресивера.

На рис. 1.4, б зображено спеціальний жилет для передачі даних.



а)



б)

Рисунок 1.4 – Спеціальне обладнання для передачі та реєстрації даних

Пристрій для запису зображення записує отриману з відеокапсули інформацію. За допомогою USB кабелю після дослідження інформація з записуючого пристрою переноситься на робочу станцію.

Робоча станція у свою чергу складається з комп'ютера, візка, кольорового принтера, програмного забезпечення робочої станції OMOM, USB-ключа до програмного забезпечення OMOM (рис. 1.5).



Рисунок 1.5 – Робоча станція OMOM

Робоча станція виконує наступні функції:

- введення інформації про пацієнта, Підготовка до роботи пристрою для запису зображення перед використанням капсули, ініціалізація капсули;
- проведення моніторингу в режимі реального часу, відправка команд капсулі;
- перегляд запису дослідження, формування клінічного звіту, друк обраних зображень разом з висновками про них і запис протоколу дослідження на DVD.

Програмне забезпечення робочої станції OMOM може бути встановлено на звичайний комп'ютер (або ноутбук), який далі може виконувати всі функції робочої станції [10].

Портативний монітор – допоміжний інструмент системи капсульної ендоскопії ОМОН, який застосовується для ініціалізації дослідження та перегляду зображень під час процедури капсульної ендоскопії, якщо стаціонарна робоча станція ОМОН вимкнена (рис.1.6). Цей прилад дозволяє в режимі реального часу відстежувати отримання зображень з капсули, посилати команди капсулі і одночасно використовувати стаціонарну робочу станцію для обстеження інших пацієнтів (до 10 чол.).



Рисунок 1.6 – Портативний монітор

### 1.3.3 Система капсульної ендоскопії MiroCam

Система капсульної ендоскопії MiroCam має ряд істотних технічних переваг і функцій програмного забезпечення, що забезпечує більш ретельну і ефективну діагностику пацієнта, тим самим збільшуючи цінність капсульної ендоскопії серед діагностичних інструментів лікаря.

Ендоскопічна капсула (капсульний ендоскоп) MiroCam знімає більш якісні зображення протягом більш тривалого часу, що дає можливість більш ретельно обстежити тонкий кишечник.

MiroCam – це капсульний ендоскоп (ендоскопічна відеокапсули) нового покоління, в основі якого лежить технологія НВС (Human Body communication) – передова запатентована технологія, яка використовує в якості провідника сигналу тіло людини. На додаток до просунутої системі передачі даних, ендоскопічна капсула MiroCam компанії Intromedic має

відповідну передову систему отримання зображення і технологію освітлення. Все це дає істотні переваги при проведенні процедури капсульної ендоскопії.

Працює в комплекті з робочою станцією зі встановленим програмним забезпеченням MiroView для капсульної ендоскопії, що дозволяє:

- використовувати функцію багатовіконного відображення – Dual-view і Quad-View дозволяє одночасно демонструвати 2 або 4 наступні один за одним зображення для скорочення часу перегляду;

- локалізувати місцезнаходження відокапсули – показує стан і рух відокапсули в шлунково-кишковому тракті;

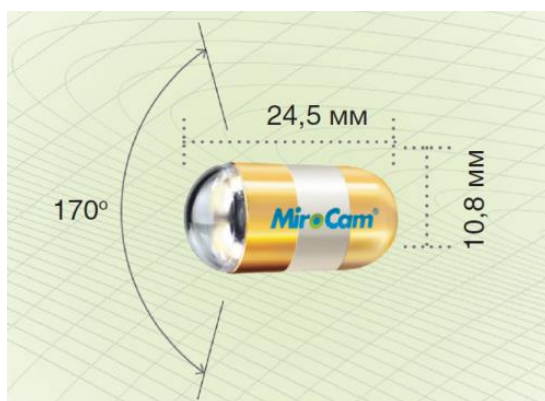
- використовувати бібліотеку зображень;

- регульована швидкість перегляду.

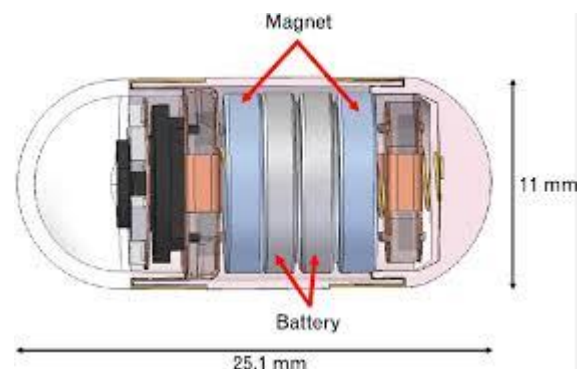
У комплекті є кілька типів капсульних ендоскопів:

- капсульний ендоскоп для обстеження тонкого кишечника (рис. 1.7, а);

- магнітний капсульний ендоскоп – керована відеокапсула MiroCam NAVI (рис. 1.7, б). Даний тип капсульного ендоскопа має вбудований магнітний модуль, завдяки чому цією ендоскопічною капсулою можна керувати за допомогою магнітного контролера.



а)



б)

Рисунок 1.7 – Капсули MiroCam

### 1.3.4 Порівняльний аналіз аналогів та їх недоліки

Таким чином на ринку сьогодні основними виробниками відеокапсул для ендоскопії є: Gien Imaging, Olympus America, Intramedic Co, OMOM, Capso-vision. Порівняльні характеристики капсул даних виробників представлені в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Порівняльні характеристики відеокапсул основних виробників

	PillCam Colon2	PillCam ESO2	PillCam SB3	Endo Capsul e	MicroCa m	OMOM	Capso- Vision
Кількість об'єктивів	2	2	1	1	1	1	4
Роздільна здатність	256 х 256	256 х 256	256 х 256	512 х 512	320 х 320	256 х 256	248 х 248
Кут огляду латерально	-	-	-	-	-	-	360°
Кут огляду аксиально	170°	169°	156°	145°	170°	145°	-
Термін служби батареї, год	10	0,5	11	9	11	8	15
Кадрів в секунду	4-35	14	2-6	2	3	2	15
Габарити, мм	11.6 х 31	11 х 26	11 х 26	11 х 26	11 х 24	13 х 28	11.6 х 31

Таким чином сформулюємо основні питання, які необхідно вирішити:

– можливість отримувати зображення як латерально так і аксиально. Обмеження по кількості камер продиктовано технічними обмеженнями на габарити, живлення та інш.;

– можливість отримувати інформацію про відеозображення доповнену характеристиками положення капсули, при цьому забезпечити відсутність додаткових сенсорів на тілі пацієнта.

#### 1.4 Висновки першого розділу

В першому розділу було проаналізовано сучасний стан питання, розглянуті сучасні види дослідження шлунково-кишкового тракту, оцінили переваги та недоліки існуючих аналогів та описали основні питання для подальшого вирішення.

## 2 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ЕЛЕКТРОННОГО ПРИСТРОЮ

### 2.1 Розробка структурної схеми капсули

До складу типової капсули входять чотири світлодіоди, лінза, мікросхема кольорової камери, дві батареї, радіочастотний передавач і антена. Камера створена на основі CMOS-матриці (CMOS - complementary metal oxide semiconductor – комплементарний метало-оксидний напівпровідник). Такому типу матриці потрібно значно менше потужності, ніж CCD-матриці (прилад із зарядовим зв'язком), вбудованої в відео ендоскопи і цифрові камери, тому вона може працювати при дуже низькому рівні освітлення.

Капсула реєструє зображення тонкої кишки з частотою два кадри в секунду і передає дані на радіо-частотах на записуючий пристрій, що знаходиться на поясі пацієнта. Як тільки запис завершено, дані з записуючого пристрою обробляються на комп'ютерній робочій станції, програмне забезпечення якої дозволяє провести повний аналіз отриманого зображення на комп'ютерному екрані. Капсула одноразова, виводиться з організму природним шляхом. В середньому, протягом 8-годинного дослідження записується 50 000 кадрів.

Як було зазначено в попередній частині, необхідно забезпечити дослідження не тільки фронтально. Тому пропонується оснастити структуру капсули додатковими двома камерами по боках капсули. Так спеціаліст зможе досліджувати шлунково-кишковий тракт з більшим кутом огляду і буде менш шансів щось пропустити. Також зупинка капсули може допомогти дослідникам уважно оглянути запальну ділянку та зробити висновок. Для цього по боках капсули можна використати електроактивний полімер, який під дією електричного струму буде збільшувати капсулу в діаметрі. Радіо зв'язок не є зараз найзручнішим методом передачі даних, тому необхідно дослідити інші діапазони частот передачі інформації. Крім того, зважаючи на досить

високу вартість таких капсул, можна створити ряд різних моделей придатних для отримання інформації про окремі властивості шлунково-кишкового тракту, які будуть більш доступними, а також створити конструкцію багаторазового використання зі змінним зовнішнім корпусом.

Наразі сучасні науковці працюють над розробкою системи локалізації капсули та роботизованого керування.

Також пропонується до складу приладу додати МЕМС-сенсор (акселерометр, гіроскоп та магнітометр). Це забезпечить збір додаткової інформації про місцезнаходження капсули в момент кадру.

Відповідно до вимог, сформованих ринковими тенденціями, а також з огляду на переваги і недоліки наявних рішень, пропонується варіант конструкції відеокапсули (рис. 2.1).

Час безперервної роботи не менше 8 годин – з урахуванням середнього часу проходження капсул по шлунково-кишкового тракту. Роздільна здатність матриць не менше 248 x 248 пікселів.

Частота не менше 10 кадрів в секунду – згідно з середньою швидкістю переміщення капсули всередині шлунково-кишкового тракту. Діаметр і довжина не більше 13 мм і 30 мм відповідно – допустимі габарити для комфортного проковтування пристрою.

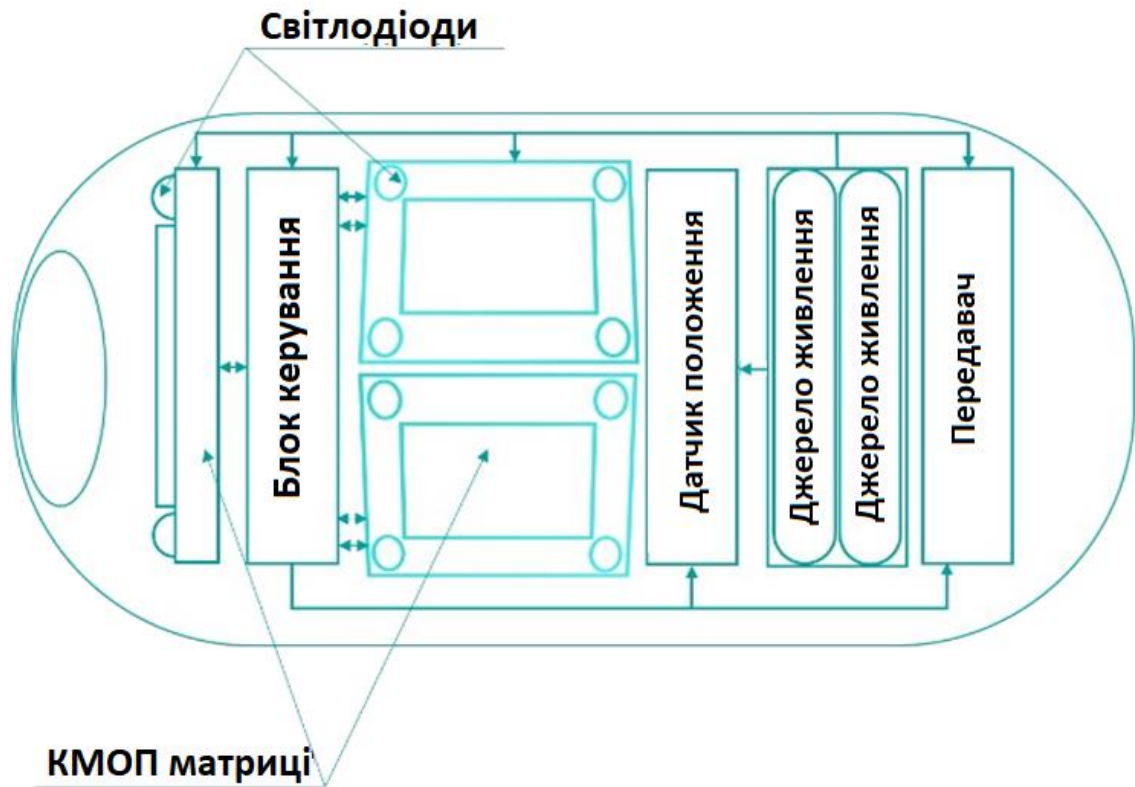


Рисунок 2.1 – Ескіз пропонованого варіанту конструкції відеокапсули

Структурна схема пропонованого рішення представлена на рис. 2.2.

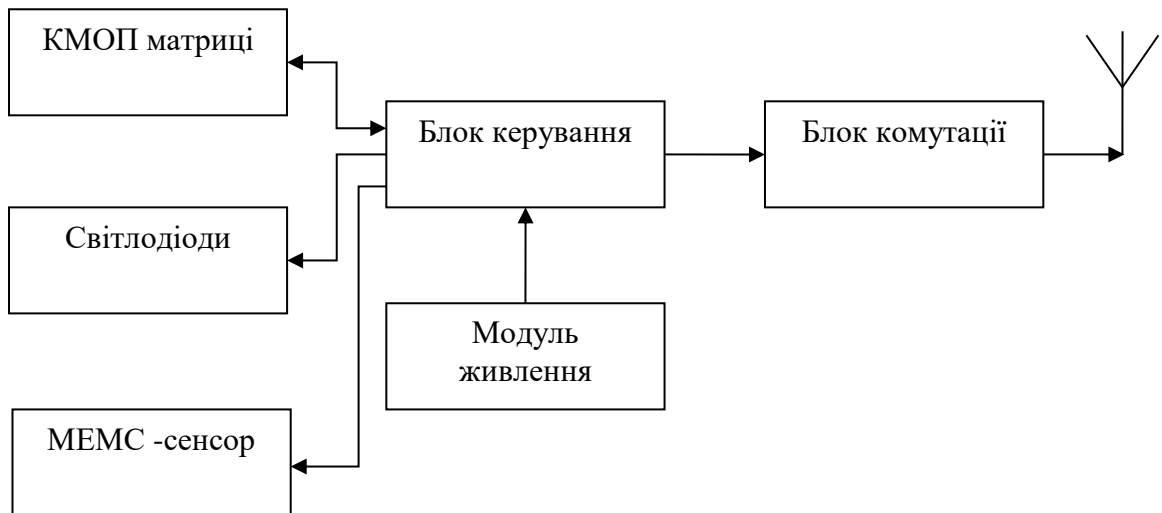


Рисунок 2.2 – Структурна схема пристрою

## 2.2 Вибір основних функціональних модулів

### 2.2.1 Вибір матриці

На сучасному ринку світлочутливих матриць широко представлені продукти, що задовольняють висунутим вимогам до роздільної здатності та розмірів.

Для матриць прямокутної форми це менше 8,5 мм (з урахуванням товщини стінок 0,5 мм [11]). До них відносять матриці OV6946 від компанії OmniVision або NanEye 2D від компанії AMS.

Обидві матриці мають лінійні розміри 1x1 мм і необхідну роздільну здатність. Перевага матриці NanEye 2D складається, в тому, що її SNR більше на 21 дБ (36,8 дБ для OV6946 і 58 дБ для NanEye 2D), споживання NanEye 2D нижче у 6 разів (25 мВт для OV6946 і 4,2 мВт для NanEye 2D). Виходячи з цього вибір матриці зупиняється на NanEye 2D.

NanEye 2D забезпечена лінзами, що забезпечують кут огляду в 120 ° і глибину різкості 350 мм. Принцип роботи матриць дозволяє приймати зображення з частотою до 63 fps. Технічні параметри представлені в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Технічні характеристики NanEye 2D

Параметр	Значення
Геометричні розміри	1x1 мм
Роздільна здатність	249x250 пикс
Спосіб передачі інформації	LVDS
Інтерфейс	I2C
Частота висхідного потоку	2,5 МГц
Частота спадного потоку	30 МГц
Споживання	4,7 мВт
Глибина кольору	10 біт

Матриця працює за алгоритмом, представленим на рис. 2.3. При подачі живлення відбувається ініціалізація і починається передача синхронізуючого пакету. Після синхронізації NanEye 2D відправляє пакетами в 12 bit (start bit + 10 bit + stop bit) значення кожного пікселя зліва направо в рядку, і зверху вниз по рядках. Після цього камера приймає керуючі біти по інтерфейсу I2C використовуючи ту ж лінію LVDS і цикл повторюється. Таким чином, відбувається послідовна відправка кадрів з частотою 44-62 fps. Матриця повністю автономна. Блок керування має вплив на наступні параметри:

- посилення АЦП;
- рівень чорного;
- скидати рядки, задаючи тим самим час експозиції.

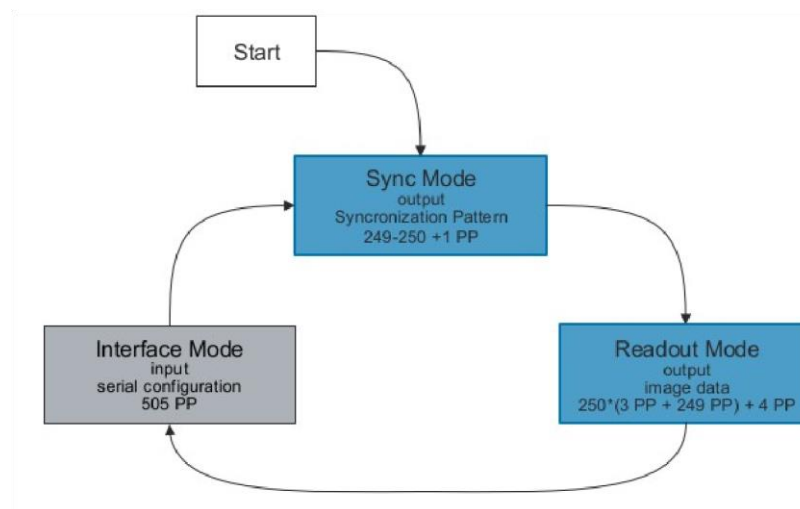


Рисунок 2.3 - Алгоритм роботи NanEye [12]

Для запобігання спотворень матриці в капсулі встановлюються так, щоб центр об'єктива збігався з центром кривизни купола капсули для фронтального випадку.

У рішенні [14] для експозиції використовувалися чотири світлодіоди з сумарною силою світла 520mcd, для однієї матриці з порівнянною з NanEye 2D чутливістю. У даному рішенні використовуються чотири світлодіоди встановлені біля кожної матриці. Сумарна сила випромінювання в цьому випадку становить 1920 mcd.

### 2.2.2 Вибір засобу передачі даних

Існує два концептуально різних підходи до передачі інформації з капсул – передача по радіозв'язку і накопичення на внутрішньому носії. Головним недоліком другого підходу є відсутність можливості переглядати зображення в режимі реального часу, в той час як радіозв'язок дозволяє лікарю-ендоскопісту контролювати зйомку за допомогою зовнішнього пристрою в режимі on-line.

У даній реалізації вибір передачі даних зроблений на користь радіозв'язку. Оскільки капсула всередині організму випромінює радіохвилі, необхідно враховувати питання безпеки – максимально допустиму енергію поглинання тканин при дії радіохвиль. Величина SAR (Specific absorption rate) – питомий коефіцієнт поглинання, за даними IEEE C95.1-1999 і C95.1-2005 [13] не повинна перевищувати 1.6 Вт / кг для 1 граму тканини або 2 Вт / кг для 10 грамів тканини. Відповідно до проведеного на моделі людського тіла з дослідженням [13], максимальна допустима потужність на вході використовуваної антени це 7.1 мВт і 28 мВт для товстої кишки, 5.0 мВт і 24 мВт для тонкої кишки, 7.2 мВт і 25мВт для шлунка, на 1 грам і 10 грамів тканини відповідно.

Оскільки інформація з матриці надходить зі швидкістю 30 Mbps (30 МГц частота передавача NanEye 2D) радіопередача повинна здійснювати передачу зі швидкістю більшою за це значення, для запобігання переповнення пам'яті пристрою, т.ч. смуга частот повинна складати більше 60 МГц.

### 2.2.3 Вибір блоку керування

Для реалізації прийому інформації з матриць можна скористатися мікроконтролером або ПЛІС. Рекомендована частота приймача 300 МГц – необхідна для надійного визначення фази сигналу, що надходить з матриць [12]. Реалізація на базі мікроконтролера (процесора) вимагає наявності двох десеріалізаторів з диференціальними і несиметричними входами і виходами, що скорочує кількість вільного простору всередині капсули та накладає

додаткові вимоги до друкованої плати. Тому в даному випадку завдання управління і прийому інформації рекомендується виконувати на базі ПЛІС. Основні вимоги – це наявність достатньої кількості портів LVDS, а саме 4 порти для прийому інформації та 4 порти для завдання конфігурації, також ще 1 порт для управління антеною, і компактні розміри кристала (лінійні розміри не перевищують 8,5 мм). Всім цим вимогам задовольняє кристал фірми Lattice Semiconductor MachXO3LF4300C-6UWG81C з розмірами корпусу 6x6 мм [18].

#### 2.2.4 Вибір способу управління капсулою

Активується і деактивується капсула за допомогою магнітокерованого нормально замкнутого ключа. Такий спосіб управління дозволить запускати припиняти роботу капсули без порушення її герметичності. Керуючий магніт являє собою постійний магніт з індукцією більш  $\pm 2$  мТл. У режимі зберігання або заряду капсула поміщається біля магніту, розмикаючи ланцюг від живлення. У робочому режимі капсула віддаляється від дії магнітного поля.

#### 2.2.5 Вибір акумуляторів і перетворювачів живлення

Основні вимоги до акумуляторів – це габарити, енергоємність і максимальний струм. Габарити акумулятора не повинні перевищувати діаметр в 12 мм.

Акумулятори GP M10-10 мають характеристики, представлені в таблиці 2.2. На відміну від інших акумуляторів відповідного діаметру, представлених на ринку даний продукт, має менший обсяг і одночасно велику ємність.

Таблиця 2.2 – Характеристики акумуляторів

Параметр	Значення
Ємність ( $C_{акк.}$ )	55 мАч
Напруга ( $U_{акк.}$ )	3,8 В
Габаритні розміри ( $\varnothing$ x h)	10,4 мм x 10,4 мм
Максимальна напруга заряду	4,35 В
Мінімальний струм заряду	60 мА
Максимальний струм заряду	120 мА

Оскільки допустимі напруги живлення ПЛІС, матриць і світлодіодів мають різні значення, необхідно передбачити перетворювачі живлення з номінальної напруги акумулятора в:

- 3,6 В – живлення світлодіодів і ПЛІС;
- 2,4 В – живлення матриць.

#### 2.2.6 Вибір MEMS-сенсора

LSM330DLC – поєднує в собі 3-х осьовий гіроскоп і 3-х осьовий акселерометр, який призначений для використання в системах віддаленого управління, GPS-системах, робототехніці, складних призначених для користувача інтерфейсів. Сенсор виконаний за фірмовою технологією ST.

LSM330DLC здатний реєструвати лінійні прискорення до  $\pm 16$  g, а також кутові швидкості аж до  $\pm 2000$  град / с в усіх напрямках. Інтеграція акселерометра і гіроскопа в єдиному кристалі поліпшила надійність і механічні властивості системи в цілому, а також забезпечила відмінну температурну стабільність реєстрованих параметрів.

Сенсор підтримує режими зниженого енергоспоживання (Power-Down, Sleep) як для акселерометра, так і для гіроскопа (спільно / окремо), а також

вбудований буфер FIFO, блок пам'яті, який дозволяє звести кількість транзакцій між сенсором і хост-процесором до мінімуму.

Основні характеристики:

- напруга живлення 2,4 В – 3,6 В;
- напруга живлення портів введення / виводу 1,8 В;
- підтримка режимів зниженого енергоспоживання;
- 3-х осьовий акселерометр з регульованим динамічним діапазоном  $\pm 2g$  /  $\pm 4g$  /  $\pm 8g$  /  $\pm 16g$ ;
- 3-х осьовий гіроскоп з регульованим динамічним діапазоном  $\pm 250$  /  $\pm 500$  /  $\pm 2000$  град / с;
- інтерфейс управління – SPI / I2C;
- програмоване переривання при досягненні порогового значення;
- корпус LLGA-28L (7,5 мм x 4,4 мм x 1,1 мм).

### 2.3 Висновки другого розділу

В другому розділі була розроблена структурна схема та ескіз майбутньої капсули, проаналізували та обрали основні функціональні модулі.

### 3 МАТЕМАТИЧНИЙ АНАЛІЗ РУХУ МЕМС-СЕНСОРА

#### 3.1 Модель руху капсули

Інерційний вимірювальний блок (ІВБ) використовує акселерометри і гіроскопи для вимірювання прискорення та кутової швидкості капсули. Але при використанні даних датчиків окремо один від одного, з'являються проблеми, пов'язані з безпосереднім розглядом вимірювань. Окрім цього необхідно враховувати рух пацієнта, що впродовж дослідження може вести звичний образ життя.

ІВБ через постійне інтегрування можуть показувати не зовсім точні вимірювання кутових швидкостей, викликаних зсувом нуля або температурними ефектами, отримувати дрейф орієнтації, тобто некоректні значення. Також може бути невизначеність щодо кута повороту навколо осі, паралельної напрямку прискорення вільного падіння. Тому необхідні додаткові програмні фільтри та попереднє перетворення даних, отриманих з сенсору.

Для вирішення даної проблеми зазвичай використовують фільтр Калмана [15], що може використовуватися для об'єднання вимірів, щоб знайти оптимальну оцінку точного положення капсули.

Модель  $STRV$  – це модель з постійною швидкістю повороту і величиною швидкості (рис 3.1). Існують різні моделі руху, розглянемо детально модель  $STRV$ .

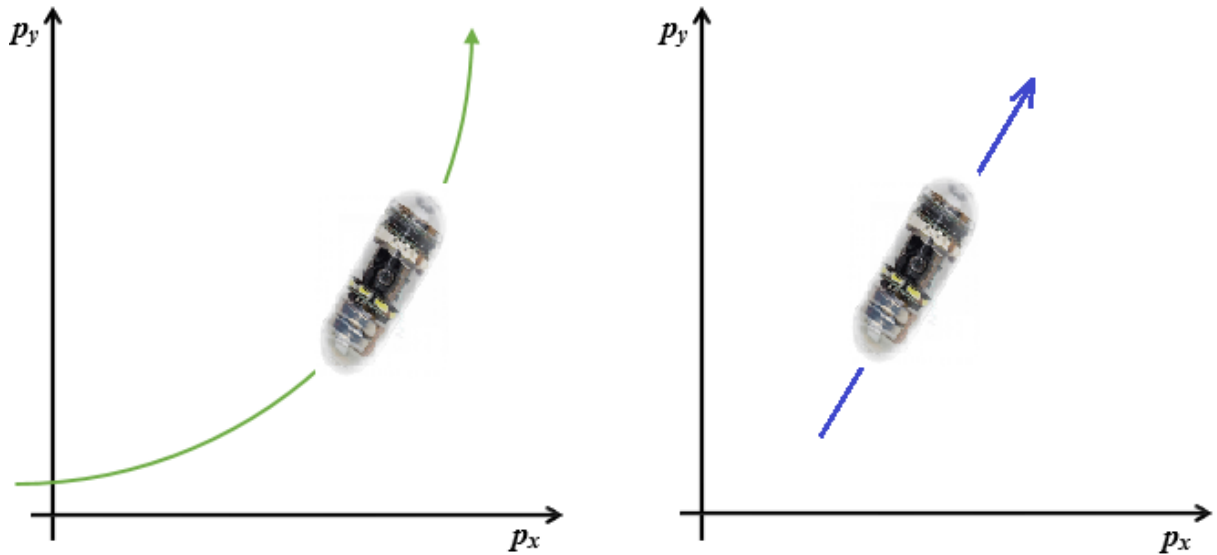


Рисунок 3.1 – Рух капсули за моделлю руху CTRV

У моделі руху CTRV капсула рухається по прямій лінії, але також вона може рухатися з постійною швидкістю повороту і величиною швидкості [15]. Графічний (рис. 3.2) та аналітичний опис моделі представлені нижче:

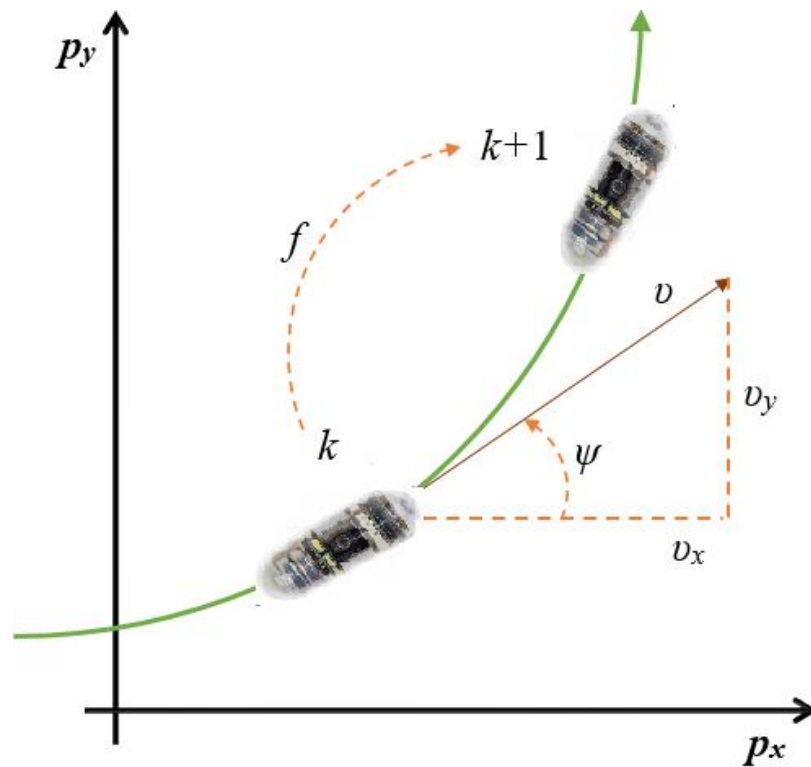


Рисунок 3.2 – Модель постійної швидкості повороту і швидкості (CTRV)

$$x = \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ v \\ \psi \\ \dot{\psi} \end{bmatrix}. \quad (3.1)$$

Наступні параметри складають вектор стану для моделі CTRV:

–  $p_x$  – координата  $X$  положення капсули;

–  $p_y$  – координата  $Y$  положення капсули;

–  $v$  – величина швидкості капсули. В моделі CTRV є постійною величиною;

–  $\psi$  – орієнтація капсули або кут повороту (рискання). У моделі CTRV даний параметр постійно змінюється з постійною швидкістю, коли капсула повертає;

–  $\dot{\psi}$  – швидкість зміни кута повороту, швидкість рискання. В моделі CTRV є постійною величиною.

Враховуючи вектор стану капсули в момент часу  $k$  і вектор шуму, модель процесу передбачає вектор стану в момент часу  $k+1$ .

Виведемо модель процесу.

Будемо використовувати процедуру, в якій швидкість зміни стану буде використана для виведення моделі процесу:

$$\dot{x} = \begin{bmatrix} \dot{p}_x \\ \dot{p}_y \\ \dot{v} \\ \dot{\psi} \\ \ddot{\psi} \end{bmatrix}. \quad (3.2)$$

Можна вивести зв'язок між швидкістю зміни стану із самим станом. Швидкість зміни стану – це диференціальне рівняння станів.

Наприклад, виведемо зміну швидкості положення  $p_x$  і висловимо її в термінах змінної стану:

$$\dot{p}_x = v_x = \cos(\psi) \cdot v. \quad (3.3)$$

Змінна швидкості положення  $p_x$  дорівнює швидкості у напрямку  $x$  ( $v_x$ ).

Швидкість  $v_x$  у напрямку  $x$  не є частиною стану, але дану змінну можна виразити, використовуючи величину швидкості  $v$  і кут повороту капсули  $\psi$ , ці дві змінні є частиною стану.

Виразимо інші похідні стану в термінах самого стану об'єкту:

$$\dot{p}_y = \sin(\psi) \cdot v. \quad (3.4)$$

Оскільки величина швидкості  $v$  є постійною (швидкість природнього руху об'єктів в кишковому тракті викликана роботою перистальтики), її похідна дорівнює 0.

Швидкість зміни рискання, тобто швидкість рискання, стала частиною стану, тому її можна просто виключити.

Оскільки швидкість рискання є постійною величиною, тоді похідна швидкості рискання є 0.

Тому отримуємо зміну швидкості станів, що виражаються в термінах самого стану:

$$\begin{bmatrix} \dot{p}_x \\ \dot{p}_y \\ \dot{v} \\ \dot{\psi} \\ \dot{\ddot{\psi}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v \cdot \cos(\psi) \\ v \cdot \sin(\psi) \\ 0 \\ \dot{\psi} \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (3.5)$$

Стан  $x_{k+1}$  в момент часу  $k+1$  задається, наступним чином:

– стан в момент часу  $k+1$  дорівнює сумі стану в момент часу  $k$  до змінної стану від часу  $k$  до  $k+1$ , тобто  $x_{k+1}$  дорівнює сумі  $x_k$  до змінної стану в часі  $\Delta t$ ;

– стан  $x_{k+1}$  дорівнює сумі  $x_k$  до змінної швидкості стану, що підсумовується для кожного наступного кроку;

– стан  $x_{k+1}$  дорівнює сумі стану  $x_k$  в момент часу  $k$  до інтегралу від змінна швидкості стану.

Виразимо через інтеграл стан  $x_{k+1}$ :

$$x_{k+1} = x_k + \int_{t_k}^{t_{k+1}} \begin{bmatrix} \dot{p}_x(t) \\ \dot{p}_y(t) \\ \dot{v}(t) \\ \dot{\psi}(t) \\ \dot{\ddot{\psi}}(t) \end{bmatrix} dt. \quad (3.6)$$

Різниця у часі  $\Delta t$  має наступний вигляд:

$$\Delta t = t_{k+1} - t_k, \quad (3.7)$$

де:  $\Delta t$  – різниця часу між часом  $k+1$  і часом  $k$ .

Оскільки змінна швидкості і змінна швидкості рискання дорівнюють 0, вони підсумовуються до 0 після інтеграції.

Змінні параметрів  $p_x$  і  $p_y$  залежать від кута повороту капсули  $\psi$ . Якщо б рискання  $\psi$  було постійним, то інтеграл від змінної швидкості  $p_x$  був би виражений як  $\cos(\psi) \cdot v \cdot \Delta t$ . Оскільки рискання  $\psi$ , орієнтація капсули, буде змінюватися в моделі CTRV під час повороту, інтеграл змінних параметрів  $p_x$  і  $p_y$  не буде простим.

Необхідно враховувати підсумовування його значення на кожному кроці і розраховувати його перетворення.

$$x_{k+1} = x_k + \begin{bmatrix} \int_{t_k}^{t_{k+1}} v(t) \cdot \cos(\psi(t)) dt \\ \int_{t_k}^{t_{k+1}} v(t) \cdot \sin(\psi(t)) dt \\ 0 \\ \dot{\psi}_k \Delta t \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (3.8)$$

Наступним кроком є розв'язок перших двох інтегралів.

Спочатку необхідно знайти рівняння для вираження змінних в інтегралі в будь-який час  $t$  у майбутньому. Єдиною змінною в інтегралі є рискання  $\psi$ . Рискання можна висловити в будь-який час  $t$  в майбутньому наступним чином:

$$\psi = \psi + \dot{\psi} \cdot \Delta t. \quad (3.9)$$

Оскільки величина швидкості  $v$  є постійною, вона може вийти з-під інтегралу:

$$x_{k+1} = x_k + \begin{bmatrix} v_k \int_{t_k}^{t_{k+1}} \cos(\psi_k + \dot{\psi}_k \cdot (t - t_k)) dt \\ v_k \int_{t_k}^{t_{k+1}} \sin(\psi_k + \dot{\psi}_k \cdot (t - t_k)) dt \\ 0 \\ \dot{\psi}_k \Delta t \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (3.10)$$

Для завершення моделі процесу необхідно розв'язати наступні інтеграли:

$$v_k \int_{t_k}^{t_{k+1}} \cos(\psi_k + \dot{\psi}_k \cdot (t - t_k)) dt, \quad (3.11)$$

$$v_k \int_{t_k}^{t_{k+1}} \sin(\psi_k + \dot{\psi}_k \cdot (t - t_k)) dt. \quad (3.12)$$

Рішенням для інтеграла даної форми є вираз:

$$v \int_c^d \cos(a + b(-c + t)) dt = \frac{v(\sin(a + b(d - c)) - \sin(a))}{b}. \quad (3.13)$$

Використовуючи формулу, отримаємо наступне рішення для інтегралів:

$$v_k \int_{t_k}^{t_{k+1}} \cos(\psi_k + \dot{\psi}_k \cdot (t - t_k)) dt = \frac{v_k}{\dot{\psi}_k} (\sin(\psi_k + \dot{\psi}_k \Delta t) - \sin(\psi_k)), \quad (3.14)$$

$$v_k \int_{t_k}^{t_{k+1}} \sin(\psi_k + \dot{\psi}_k \cdot (t - t_k)) dt = \frac{v_k}{\dot{\psi}_k} (-\cos(\psi_k + \dot{\psi}_k \Delta t) + \cos(\psi_k)). \quad (3.15)$$

Таким чином, остаточне рішення і, відповідно, модель процесу для руху CTRV має наступний вигляд:

$$x_{k+1} = x_k + \begin{bmatrix} \frac{v_k}{\dot{\psi}_k} (\sin(\psi_k + \dot{\psi}_k \Delta t) - \sin(\psi_k)) \\ \frac{v_k}{\dot{\psi}_k} (-\cos(\psi_k + \dot{\psi}_k \Delta t) + \cos(\psi_k)) \\ 0 \\ \dot{\psi}_k \Delta t \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (3.16)$$

### 3.2 Висновки третього розділу

В третьому розділі:

- описали математичну модель руху капсули;
- зробили графічний та аналітичний опис моделі руху CTRV;
- використали фільтр Калмана для об'єднання вимірів, щоб знайти оптимальну оцінку точного положення капсули.

## 4 ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ РОБОТИ МЕМС-СЕНСОРА У СКЛАДІ КАПСУЛИ

### 4.1 Побудова моделі МЕМС-сенсора

Моделювання обробки даних датчика з різними швидкостями. ІМУ (акселерометр та гіроскоп), як правило, працює з найвищою швидкістю. Магнітометр, як правило, працює з меншою швидкістю, ніж ІМУ, а висотомір працює з найнижчою швидкістю. Зміна частоти дискретизації призводить до того, що частини алгоритму синтезу працюють частіше, і це може вплинути на продуктивність. Фрагмент програмного коду для побудови об'єкту МЕМС-сенсора представлено на рис. 4.1.

```
% Встановлення частоти дискретизації для датчиків IMU
imuFs = 100;
altFs = 10;
magFs = 25;
imuSamplesPerAlt = fix(imuFs/altFs);
imuSamplesPerMag = fix(imuFs/magFs);

% Налаштування кількості зразків для моделювання.
N = 1000;

% Створюємо об'єкт
hfunc = Helper10AxisFusion;
```

Рисунок 4.1 – Фрагмент програмного коду для побудови об'єкту МЕМС-сенсора

Корпус датчика обертається навколо всіх трьох осей при коливанні у вертикальному положенні. Коливання зростають, коли моделювання триває. Фрагмент програмного коду для визначення траєкторії капсули наведено на рис. 4.2.

```

% початковий стан корпусу датчика
initPos = [0, 0, 0];      % початкова позиція (м)
initVel = [0, 0, -1];    % початкова лінійна швидкість (м/с)
initOrient = ones(1, 'quaternion');

% Задаємо постійну кутову швидкість обертання корпусу датчика
% (rad/s).
angVel = [0.34 0.2 0.045];

% Визначимо прискорення, необхідне для простого коливального руху
% корпусу датчика.
fc = 0.2;
t = 0:1/imuFs:(N-1)/imuFs;
a = 1;
oscMotionAcc = sin(2*pi*fc*t);
oscMotionAcc = hfunc.growAmplitude(oscMotionAcc);

% Будуймо об'єкт траєкторії
traj = kinematicTrajectory('SampleRate', imuFs, ...
    'Velocity', initVel, ...
    'Position', initPos, ...
    'Orientation', initOrient);

```

Рисунок 4.2 – Фрагмент програмного коду для визначення траєкторії капсули

Акселерометр, гіроскоп та магнітометр моделюються за допомогою `imuSensor`. Висотомір моделюється за допомогою датчика висотоміру. Значення, що використовуються в конфігураціях датчиків, відповідають реальним значенням датчиків MEMS (рис.4.3).

```

imu = imuSensor('accel-gyro-mag', 'SampleRate', imuFs);

% Акселерометр
imu.Accelerometer.MeasurementRange = 19.6133;
imu.Accelerometer.Resolution = 0.0023928;
imu.Accelerometer.ConstantBias = 0.19;
imu.Accelerometer.NoiseDensity = 0.0012356;

% Гіроскоп
imu.Gyroscope.MeasurementRange = deg2rad(250);
imu.Gyroscope.Resolution = deg2rad(0.0625);
imu.Gyroscope.ConstantBias = deg2rad(3.125);
imu.Gyroscope.AxesMisalignment = 1.5;
imu.Gyroscope.NoiseDensity = deg2rad(0.025);

% Магнітометр
imu.Magnetometer.MeasurementRange = 1000;
imu.Magnetometer.Resolution = 0.1;
imu.Magnetometer.ConstantBias = 100;
imu.Magnetometer.NoiseDensity = 0.3/sqrt(50);

% Алтіметр
altimeter = altimeterSensor('UpdateRate', altFs, 'NoiseDensity', 2*0.1549);

```

Рисунок 4.3 – Фрагмент програмного коду для налаштування параметрів MEMS-сенсору

Створення об'єкту фільтру (рис.4.4) та налаштування початкових значень фільтру (рис. 4.5).

```

fusionfilt = ahrs10filter;
fusionfilt.IMUSampleRate = imuFs;

```

Рисунок 4.4 – Фрагмент коду для створення об'єкту фільтру

```

initstate = zeros(18,1);
initstate(1:4) = compact(orient);
initstate(5) = initPos(3);
initstate(6) = initVel(3);
initstate(7:9) = imu.Gyroscope.ConstantBias/imuFs;
initstate(10:12) = imu.Accelerometer.ConstantBias/imuFs;
initstate(13:15) = imu.MagneticField;
initstate(16:18) = imu.Magnetometer.ConstantBias;
fusionfilt.State = initstate;

```

Рисунок 4.5 – Фрагмент коду для встановлення початкових параметрів

Ініціалізуємо матрицю коваріації стану термоядерного фільтра. Основна істина використовується для початкових станів, тому помилок в оцінках не повинно бути (рис.4.6).

Шуми вимірювання магнітометра та альтиметра – це шуми спостереження, пов'язані з датчиками, що використовуються внутрішнім фільтром Калмана у фільтрі `ahrs10`. Ці значення зазвичай надходять з таблиці даних датчика.

```
icv = diag([1e-8*[1 1 1 1 1 1 1], 1e-3*ones(1,11)]);
fusionfilt.StateCovariance = icv;
```

```
magNoise = 2*(imu.Magnetometer.NoiseDensity(1).^2)*imuFs;
altimeterNoise = 2*(altimeter.NoiseDensity).^2 * altFs;
```

```
fusionfilt.AccelerometerNoise = [1e-1 1e-1 1e-4];
fusionfilt.AccelerometerBiasNoise = 1e-8;
fusionfilt.GeomagneticVectorNoise = 1e-12;
fusionfilt.MagnetometerBiasNoise = 1e-12;
fusionfilt.GyroscopeNoise = 1e-12;
```

Рисунок 4.6 – Фрагмент програмного коду шуму

Шуми процесу фільтрування використовуються для налаштування фільтра на бажану продуктивність.

Основний цикл обробки даних наведено у вигляді програмного коду на рис. 4.7.

```

q = initOrient;
firstTime = true;
actQ = zeros(N,1, 'quaternion');
expQ = zeros(N,1, 'quaternion');
actP = zeros(N,1);
expP = zeros(N,1);
for ii = 1: N
    % Створення нового набору зразків з генератора траєкторії
    accBody = rotateframe(q, [0 0 +oscMotionAcc(ii)]);
    omgBody = rotateframe(q, angVel);
    [pos, q, vel, acc] = traj(accBody, omgBody);

    % Надання поточного положення та орієнтації об'єкту imuSensor
    [accel, gyro, mag] = imu(acc, omgBody, q);
    fusionfilt.predict(accel, gyro);
    % Запобіжник зразків магнітометра зі швидкістю відбору проб магнітометра
    if ~mod(ii,imuSamplesPerMag)
        fusemag(fusionfilt, mag, magNoise);
    end
    % Виберіть і запобіжник виходу альтиметра на частоті дискретизації альтиметра
    if ~mod(ii,imuSamplesPerAlt)
        altHeight = altimeter(pos);

        % Використовуйте | fusealtimeter | метод оновлення фільтра синтезу за допомогою
        % вихід висотоміра.
        fusealtimeter(fusionfilt,altHeight,altimeterNoise);
    end

    % Запис фактичної орієнтації та положення
    [actP(ii), actQ(ii)] = pose(fusionfilt);

    % Запис очікуваної орієнтації та положення
    expQ(ii) = q;
    expP(ii) = pos(3);

    if usePoseViewer
        hfunc.view(actP(ii), actQ(ii),expP(ii), expQ(ii)); %#ok<*UNRCH>
    end
end
end

```

Рисунок 4.7 – Фрагмент програмного коду основного циклу розрахунку

## 4.2 Проведення моделювання

Моделювання проведено в системі MatLab. Результатом моделювання є діаграми позиції датчика (рис. 4.8) та візуальний інтерфейс для візуалізації динаміки руху (рис. 4.9).

Бачимо, що помилка орієнтації після адаптивного налаштування фільтру досягла значення  $0,1^\circ$ , що досить точно для приладу такого рівня.

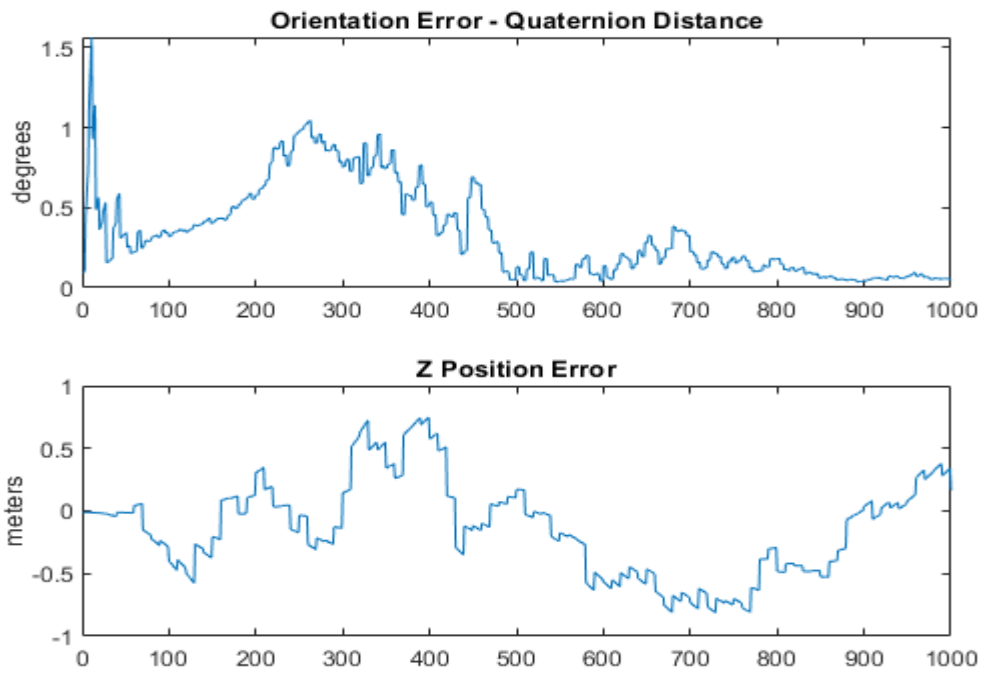


Рисунок 4.8 – Результатом моделювання позиції датчика

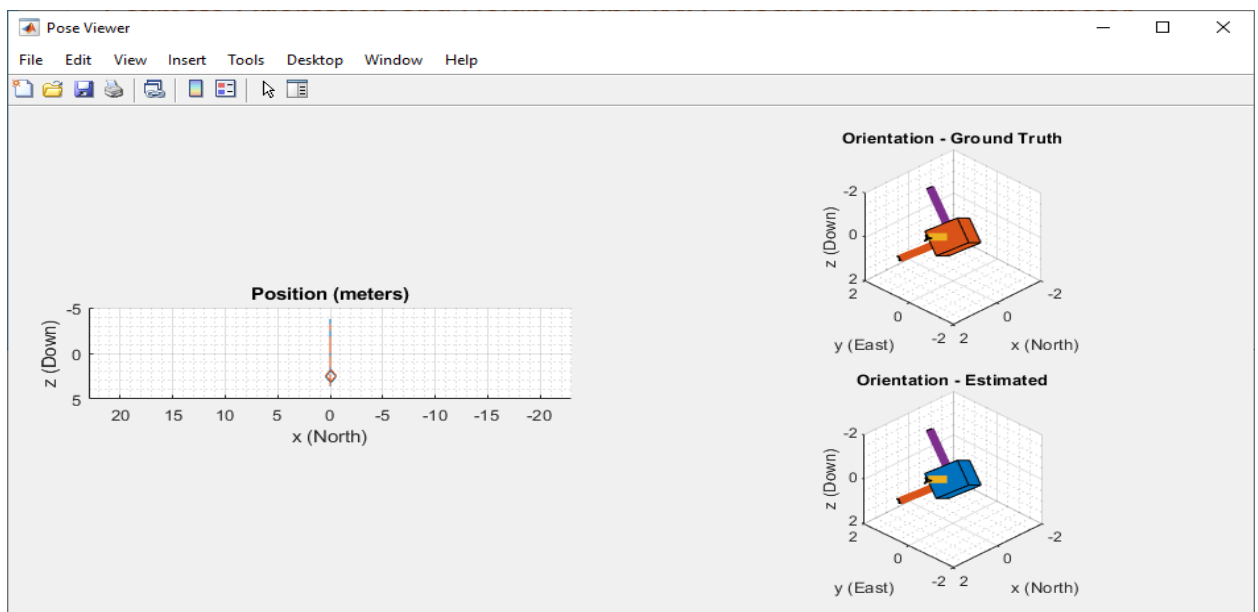


Рисунок 4.9 – Візуальний інтерфейс для візуалізації динаміки руху

### 4.3 Висновки четвертого розділу

В четвертому розділі провели імітаційне моделювання роботи МЕМС-сенсора у складі капсули.

## 5 ОХОРОНА ПРАЦІ

### 5.1 Аналіз умов праці на робочому місці дослідника

Приміщення, де ведуться експериментальні дослідження являє собою лабораторію. Приміщення має наступні характеристики:

- площа приміщення 20 м<sup>2</sup> (5×4 м);
- висота 3 м;
- кількість робочих місць розрахована на 2 людини;
- обладнання – стіл з персональним комп'ютером.

Приміщення, у відповідності з ДНАОП 0.00-1.31-99, повинно забезпечувати 6 м<sup>2</sup> площі і 20 м<sup>3</sup> об'єму на одне окреме робоче місце [20]. У лабораторії на одне робоче місце припадає 10 м<sup>2</sup> і 30 м<sup>3</sup>, що відповідає нормативному документу.

Для аналізу умов праці в лабораторії розглянуті всі зв'язки в системі «Людина-Машина-Середовище». На рисунку 5.1 представлена схема «Структурна Л-М-С». Все зв'язку в системі, вказані в таблиці 5.1.

В якості машини виступає ПК, середовища – приміщення лабораторії. Предмет праці – програма для моделювання. Усі елементи «Л-М-С» впливають один на одного, при цьому деякі зв'язки можуть бути небезпечними і шкідливими. Виділяють три типи елементів «людина» і «машина»:

- Л1 – це дослідник;
- Л2 – це людина, як біологічний об'єкт, впливає на середовище (енерговиділення від людини);
- Л3 – це людина, його психофізіологічний стан під впливом факторів (втома, розумове перенапруження);
- М1 – ПК, що виконує функції розрахунку та візуалізації;
- М2 – система, що виконує функції аварійного захисту;

– МЗ – функціонування ПК як джерела шкідливих впливів на людину і середовище.

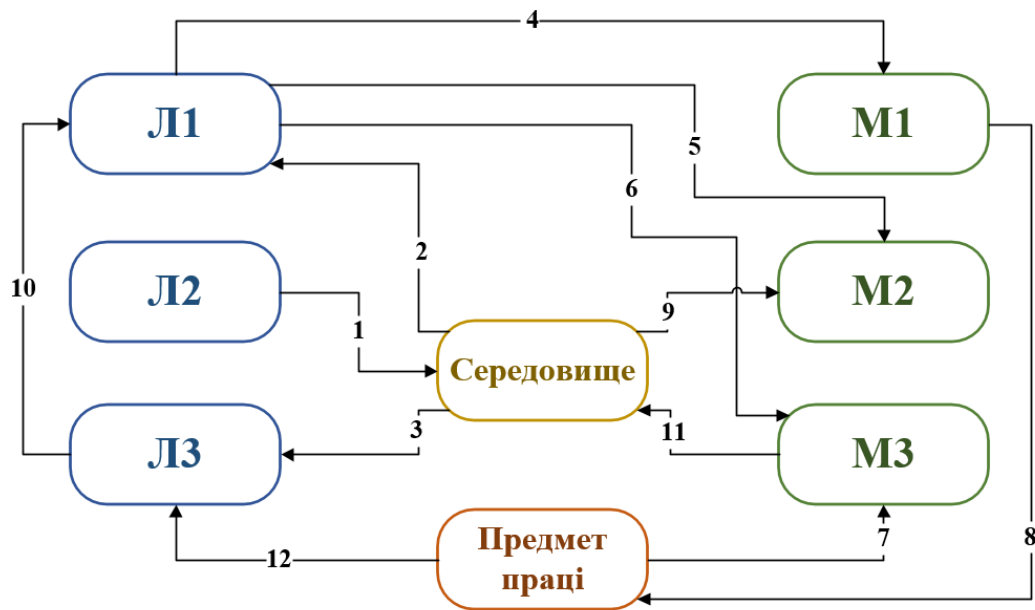


Рисунок 5.1 – Загальна структура системи «Л-М-С»

Таблиця 5.1 – Перелік зв'язків і їх вплив в системі «Ч-М-С»

№ зв'язку	Напрямок зв'язку	Зміст зв'язку
1	2	3
1	Л2-С	Вплив людини як біологічного об'єкта на середовище: на температуру, вологість, вміст кисню, за рахунок споживання людиною кисню, тепло і вологовиділення.
2	С-Л1	Інформація про стан зовнішнього середовища, яка обробляється людиною (спостереження за мікрокліматом)
3	С-Л3	Вплив середовища на психофізіологічний стан людини – недолік освітлення, температура, знижена вологість в лабораторії призводять до стомлення, перенапруження аналізаторів

Продовження таблиці 5.1

1	2	3
4	Л1-М1	Вплив людини на роботу ПК – включення, використання, виключення
5	Л1-М2	Порушення в експлуатації, аварійного захисту, зарядці системи живлення ПК (при не правильній роботі акумуляторів можуть виділятися шкідливі пари)
6	Л1-М3	Контроль за правильною експлуатацією
7	ПП-М3	Інформація про стан предмета праці (коректна робота програми моделювання)
8	М1-ПП	Вплив ПК на предмет праці
9	С-М2	вплив середовища на ефективність роботи ПК – підвищена вологість в приміщенні може привести до короткого замикання
10	Л3-Л1	вплив психофізіологічного стану людини на його діяльність – дратівливість, стомлюваність може привести до втрати концентрації уваги
11	М3-С	вплив ПК на середовище – тепловіддача, шум
12	ПП-Л3	вплив предмета праці на психофізіологічний стан людини – якість предмета праці може викликати негативні емоції, що можуть привести до подразнення, нервозності

Домінуючим шкідливим фактором є підвищена вологість в приміщенні.

## 5.2 Промислова безпека у лабораторії

Модулювання роботи капсули виконується на комп'ютері, живлення якого здійснюється від трифазної чотирипровідної електричної мережі

змінного струму з глухозаземленою нейтраллю напругою 220 В, частотою 50 Гц.

Згідно НПАОП 40.1-1.21-98 приміщення можна віднести до категорії без підвищеної небезпеки, так як в приміщенні відсутні чинники, які викликають підвищену або особливу небезпеку.

Для створення безпечних умов праці необхідно провести ряд організаційних і технічних заходів. Згідно НПАОП 40.1-1.32-01 для запобігання ураження людини електричним струмом у приміщенні застосовується система занулення [20].

Відповідно до вимог НПАОП 0.00-4.12-05 необхідно проводити вступний, первинний на робочому місці, повторний, цільовий та позаплановий інструктажі. Зміст інструктажу повинно відповідати вимогам НПАОП 0.00-4.12-05 та бути зафіксований у відповідних журналах з підписами.

### 5.3 Виробнича санітарія в лабораторії

Згідно ДСН 3.3.6-042-99 робота в лабораторії по категорії робіт відноситься до категорії I<sub>a</sub> (легкі фізичні роботи, енерговитрати до 120 ккал/ч). З метою забезпечити комфортні умови для працівників і відповідно в лабораторії встановлені наступні метеорологічні параметри:

- температура повітря від 23 до 25 °С в холодний період та від 22 до 24 °С в теплий період;
- вологість повітря від 40 до 60 %;
- швидкість руху повітря не повинна перевищувати 0,1 м/с.

Для освітлення робочих місць і приміщення в цілому застосовується як природне бічне освітлення, так і штучне освітлення. Лабораторія з комп'ютером повинна мати природне і штучне освітлення відповідно до ДБН Ст. 25-28-2006 «Природне і штучне освітлення».

Рівень загального штучного освітлення лабораторії можна перевірити за допомогою методу питомої потужності, що розраховується наступним чином:

$$W = \frac{W_{\Sigma}}{S}, \quad (5.1)$$

де:  $W$  – питома потужність,  $Bm/m^2$ ;

$S$  – площа лабораторії,  $m^2$ ;

$W_{\Sigma}$  – загальна потужність освітлювальної установки,  $Bm$ .

Загальна потужність розраховується по формулі:

$$W_{\Sigma} = W_{ce} \cdot n_{ce}, \quad (5.2)$$

де:  $W_{ce}$  – потужність одного світильника,  $W_{ce} = 80 Bm$ ;

$n_{ce}$  – кількість світильників у лабораторії,  $n_{ce} = 5$ .

$$W_{\Sigma} = 80 \cdot 5 = 400 Bm,$$

$$W = \frac{400}{20} = 20 Bm/m^2.$$

Питома потужності  $20 Bm/m^2$  по таблиці Б. 3 з [20] відповідає освітленості  $400 лк$  при мінімальній допустимій освітленості  $300 лк$ . Отже, в лабораторії створенні сприятливі зорові умови.

## ВИСНОВКИ

В атестаційній роботі виконано проектування електронного пристрою для дослідження шлунково-кишкового тракту.

В першому розділі проаналізовано сучасний стан питання, розглянуті сучасні види дослідження шлунково-кишкового тракту, оцінено переваги та недоліки існуючих аналогів та сформульовані основні питання для подальшого вирішення.

В другому розділі розроблена структурна схема та ескіз майбутньої капсули, проаналізовано та обрано основні функціональні модулі електронного пристрою капсули.

В третьому розділі описана математичну модель руху капсули, виконано графічний та аналітичний опис моделі руху  $STRV$ . Для знаходження оптимальної оцінки точного положення капсули використано фільтр Калмана для об'єднання вимірів.

В четвертому розділі проведено імітаційне моделювання роботи МЕМС-сенсора у складі капсули.

Модифікована конструкція капсули для ендоскопії за рахунок оснащення додатковими двома камерами по боках капсули та МЕМС-сенсором (акселерометр, гіроскоп та магнітометр), що забезпечить збір додаткової інформації про місцезнаходження капсули в момент кадру та зображенням не тільки фронтальної картини, а й панорамної. Також зупинка капсули може допомогти дослідникам уважно оглянути запальну ділянку та зробити висновок. Для цього по боках капсули можна використати електроактивний полімер, який під дією електричного струму буде збільшувати капсулу в діаметрі.

Для отримання інформації про місцезнаходження капсули запропоновано використання математичної моделі  $STRV$ . Розроблено програмний модуль, що реалізує математичну модель розрахунку позиції

капсули. Імітаційні дослідження показали працездатність методу та забезпечили точність  $0,1^\circ$ .

Наукова новизна магістерської роботи:

– удосконалено конструкцію пристрою капсули для ендоскопії, яка відрізняється від існуючих застосуванням двох типів розміщення камер та використанням МЕМС-сенсора, що дозволяє підвищити інформативність реєстрації даних.

– дістало подальший розвиток математична модель СТРУ, яка застосована для задачі локалізації місцезнаходження капсули впродовж процедури, що дозволяє зменшити кількість датчиків в конструкції без погіршення точності.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Методичні вказівки до магістерської атестаційної роботи для студентів спеціальності 8.05090203 «Інтелектуальні технології мікросистемної радіоелектронної техніки» / Упоряд. І.Ш. Невлюдов, В.А. Палагін, Є.А. Разумов-Фризюк, І.В. Жарікова. –Харків: ХНУРЕ. – 2011. -49 с.
2. ДСТУ 3008-15. Документація. Звіти у сфері науки і техніки. Структура і правила оформлення [Текст]. - Введ. 2015-06-22. - К.: Держстандарт України, 2017. - 29 с.
3. Мікросистемна техніка та нанотехнології [Текст]: монографія /І.Ш. Невлюдов, В.А. Палагін. ВИДАННЯ., 2017 р. -528 с.
4. Bruaene, Cedric. Small bowel capsule endoscopy [Текст] // Cedric Bruaene, Danny Looze, Pieter Hindryckx - World journal of gastrointestinal endoscopy. 7. - 2015.- p.13-36.
5. Вироби МЕМС [Електронний ресурс]. URL: <http://irvispress.ru/novelty/mems-datchiki-bosch-mirovloe-liderstvo-v-proizvodstve-mikromekhanicheskikh-sensorov/> (дата звернення: 22.10.2020) - Загл. с экрана.
6. Введення в мікросистемну техніку та нанотехнології [Текст] : підручн. / В. В. Семенець, І. Ш. Невлюдов, В. А. Палагін. — Х. : ТОВ «Ком панія СМІТ», 2011. — С. 16.
7. Хвороби ШКТ [Електронний ресурс]. URL: <https://shokomania.ru/kak-obsledovat-zheludok-i-kishechnik/> (дата звернення: 22.10.2020) - Загл. с экрана.
8. Шлунок [Електронний ресурс]. URL: <https://www.invitro.ru/library/bol-ezni/22701/> (дата звернення: 22.10.2020) - Загол. з екрану.
9. Капсульна ендоскопія [Електронний ресурс]. URL: <https://mchipprokra.t.ru/kapsulnaya-endoskopiya/> (дата звернення: 22.10.2020) - Загол. з екрану.
10. Система капсульной эндоскопии [Електронний ресурс]. URL: <http://introline.com.ua/ua/catalog.html> (дата звернення: 22.10.2020) - Загол. з екрану.

11. Umma Hany, Lutfu Akter, Local Parametric Approach of Wireless Capsule Endoscope Localization Using Randomly Scattered Path Loss Based [Электронный ресурс]. URL.: <https://doi.org/10.1155/2017/7318076> / (дата звернення: 22.10.2020) - Загол. з екрану.

12. Техническая документация к матрице NanEye 2D [Электронный ресурс] / Официальный сайт компании AMS // Режим доступа: <https://ams.com/naneyeye> (дата обращения 23.04.2020)

13. Чжи-Куанг Ву., Цзун-Фу Цзянь., Чин-Лунг Ян и Цзин-Синь Луо. Разработка новой S-образной четырехдиапазонной антенны для имплантируемых биотехнических приложений MedRadio/WMTS/ISM [Текст]//Международный журнал антенн и распространения. – 2012.- С. 58-67

14. Добромир Филип, Орли-Ядид-Печт, Кристофер Н. Эндрюс и Мартин П. Минчев. Разработка, внедрение и тестирование миниатюрного самостабилизирующегося капсульного эндоскопа с возможностью беспроводной передачи изображения[Текст]//Международный журнал "Информационные технологии и знания". – 2011. – Т.5, №1. – С. 10-15

15. Густафссон Ф., Хендеби Г. Некоторые отношения между расширенными и неароматизированными фильтрами Калмана.[Текст]//Транзакции по обработке сигналов. – 2012. – Т.2, №60. – С. 545-555

16. П. Фэн, В. Ван, С. Длей, С. М. Накви и Дж. Чемберс. Фильтр частиц MCMC-OCSVM на основе модели социальной силы для отслеживания нескольких людей[Текст]//IEEE Transactions on Multimedia. – 2017. – Т.19, №4. – С. 725 – 739

17. Основи наукових досліджень: Навч. посібник / І. Ш. Невлюдов, Ю.М. Олександров, А.О. Андрусевич, О.О. Чала. – Кривий Ріг: Криворізький коледж НАУ, 2019. – 396 с.

18. Мікросистемна техніка та нанотехнології [Текст] : підручн. / І. Ш. Невлюдов, В. А. Палагін. —Київ:НАУ, 2017. — С. 165.