

**Міністерство освіти і науки України
Західноукраїнський національний університет
Факультет комп'ютерних інформаційних систем
Кафедра спеціалізованих комп'ютерних систем**

БРЕГІН Олександр Володимирович

**СИСТЕМА ВИМІРЮВАННЯ ТА ОБРОБКИ ЕЛЕКТРИЧНОЇ
ПРОВІДНОСТІ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН МЕТОДОМ ІМПЕДАНСНОЇ
ТОМОГРАФІЇ**

спеціальність Метрологія та інформаційно вимірювальна техніка
освітньо-професійна (наукова) програма

кваліфікаційна робота за освітнім ступенем «бакалавр»

Виконав студент
Групи МТІР-41
Брегін Олександр
Володимирович

підпис

Науковий керівник:
к.т.н., доцент
Пітух І.Р.

підпис

Тернопіль 2026

Західноукраїнський національний університет
Факультет комп'ютерних інформаційних технологій
Кафедра спеціалізованих комп'ютерних систем
Освітній ступінь "бакалавр"
Спеціальність: 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка
Освітньо-професійна програма – Технології інтернету речей

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри СКС

А.І.Сегін

“ ____ ” _____ 20__ р.

З А В Д А Н Н Я НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

БРЕГІНУ Олександр Володимировичу

(прізвище, ім'я по-батькові)

1. Тема кваліфікаційної роботи: Система вимірювання та обробки електричної провідності біологічних тканин методом імпедансної томографії/
The system of measuring and processing the electrical conductivity of biological tissues by the method of impedance tomography

Керівник роботи: к.т.н., доцент Пітух І.Р.

затверджені наказом по університету від «1» грудня 2025 р. № 894.

2. Строк подання студентом закінченої кваліфікаційної роботи: 25.05.2026р.

3. Вихідні дані до кваліфікаційної роботи:

1. Принципи побудови систем електроімпедансної томографії для дослідження біологічних тканин.
2. Методи вимірювання електричної провідності та електричного імпедансу біологічних об'єктів.
3. Алгоритми реконструкції розподілу електричної провідності на основі методу скінченних елементів, регуляризації Тихонова та методу Гаусса–Ньютона.
4. Дослідження метрологічних характеристик та похибок систем імпедансної томографії.

4. Основні питання, які потрібно розробити:

1. Аналіз існуючих систем імпедансної томографії та методів реконструкції.
2. Розробити структуру системи вимірювання та обробки електричної провідності біологічних тканин.
3. Дослідити програмне забезпечення та алгоритми реконструкції розподілу провідності.
4. Провести аналіз метрологічних характеристик та похибок системи.

5. Перелік графічного матеріалу у роботі:

1. Структурна схема системи вимірювання електричної провідності біологічних тканин.
2. Схема генератора струму та вимірювального каналу.
3. Порівняння результатів реконструкції різними методами.
4. Результати моделювання реконструкції при різних рівнях шуму.
5. Структура програмного забезпечення системи.

6. Консультанти розділів кваліфікаційної роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
1	Пітух І.Р.		
2	Пітух І.Р.		
3	Пітух І.Р.		

7. Дата видачі завдання 1 грудня 2025 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назви етапів випускної кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз систем імпедансної томографії та методів реконструкції	12.2025р. – 01.2026р.	
2	Дослідження структури системи та апаратної частини	02.2026р. – 03.2026р.	
3	Розробка алгоритмів реконструкції та опис метрологічних характеристик	04.2026р. – 05.2026р.	

Студент

(підпис)

Брегін О.В.

Керівник роботи

(підпис)

к.т.н., доцент Пітух І.Р.

АНОТАЦІЯ

Брегін О.В. спеціальність 152 «Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка», освітньо-професійна програма «Технології інтернету речей». Тернопіль: ЗУНУ, 2026.

Кваліфікаційна робота присвячена теоретичному обґрунтуванню та опису системи вимірювання і обробки електричної провідності біологічних тканин методом імпедансної томографії. Розроблено математичну модель прямої задачі електроімпедансної томографії (EIT) для двовимірної геометрії з 16 електродами на основі методу скінченних елементів з повною моделлю електродів (CEM). Теоретично обґрунтовано гібридний алгоритм реконструкції розподілу провідності, що поєднує регуляризовану зворотну проекцію (метод Тихонова) з ітераційним уточненням методом Гаусса-Ньютона. Описано структурну схему та принцип роботи апаратної частини системи на базі мікроконтролера STM32F407VGT6, що включає DDS-генератор зонduючого струму (50 кГц, 1 мА), матрицю комутації 16 електродів, вимірвальний канал з інструментальним підсилювачем INA128 та цифровий синхронний детектор. Розроблено опис програмного забезпечення для персонального комп'ютера (Python 3.10, NumPy, SciPy, Matplotlib) для реконструкції та візуалізації розподілу провідності. Проведено теоретичну оцінку метрологічних характеристик системи: динамічний діапазон ≥ 80 дБ, просторова роздільна здатність ≤ 15 % від діаметру об'єкта, частота кадрів ≥ 5 Гц.

Ключові слова: електроімпедансна томографія, електрична провідність, біологічні тканини, метод скінченних елементів, реконструкція зображень, регуляризація Тихонова, метод Гаусса-Ньютона, мікроконтролер STM32, синхронний детектор, DDS-синтез.

ANNOTATION

Brehin O.V. specialty 152 "Metrology and Information-Measuring Technology", educational-professional program "Internet of Things Technologies". Ternopil: WUNU, 2026.

The qualification thesis is devoted to the theoretical justification and description of a system for measuring and processing the electrical conductivity of biological tissues by the method of impedance tomography. A mathematical model of the forward problem of electrical impedance tomography (EIT) has been developed for a two-dimensional geometry with 16 electrodes based on the finite element method with the Complete Electrode Model (CEM). A hybrid reconstruction algorithm has been theoretically justified, combining regularized back-projection (Tikhonov regularization) with iterative refinement using the Gauss-Newton method. The structural scheme and operating principle of the hardware part based on the STM32F407VGT6 microcontroller have been described, including a DDS current source generator (50 kHz, 1 mA), a 16-electrode switching matrix, a measurement channel with the INA128 instrumentation amplifier, and a digital lock-in detector. The description of the software for a personal computer (Python 3.10, NumPy, SciPy, Matplotlib) for reconstruction and visualization of the conductivity distribution has been developed. A theoretical evaluation of the metrological characteristics of the system has been carried out: dynamic range ≥ 80 dB, spatial resolution $\leq 15\%$ of the object diameter, frame rate ≥ 5 Hz.

Keywords: electrical impedance tomography, electrical conductivity, biological tissues, finite element method, image reconstruction, Tikhonov regularization, Gauss-Newton method, STM32 microcontroller, lock-in detection, DDS synthesis.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	6
1 АНАЛІЗ СТАНУ ПРОБЛЕМИ ТА ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ	9
1.1 Загальна характеристика методу електроімпедансної томографії	9
1.2 Електричні властивості біологічних тканин, принципи побудови та огляд існуючих систем ЕІТ.....	11
1.3 Застосування методу ЕІТ у медичній практиці	16
1.4 Аналіз недоліків існуючих рішень та обґрунтування напрямку роботи	17
1.5 Постановка задачі кваліфікаційної роботи	18
2 ДОСЛІДЖЕННЯ НА ОСНОВІ ПАРАМЕТРІВ СИСТЕМ ІМПЕДАНСНОЇ ТОМОГРАФІЇ.....	20
2.1 Обґрунтування вибору структури системи вимірювання.....	20
2.2 Математична модель прямої задачі для двовимірної геометрії	21
2.3 Дослідження алгоритму реконструкції розподілу провідності	24
2.4 Дослідження схемотехнічних рішень апаратної частини	27
2.5 Дослідження мікроконтролерної платформи для системи ЕІТ	30
2.6 Дослідження похибок у системі імпедансної томографії	32
2.7 Базові метрологічні характеристики системи.....	33
3 ХАРАКТЕРИСТИКА РОЗРОБЛЕНОЇ СИСТЕМИ ІМПЕДАНСНОЇ ТОМОГРАФІЇ.....	35
3.1 Загальна структурна схема системи	35
3.2 Апаратна частина системи.....	36
3.3 Програмне забезпечення мікроконтролера.....	39
3.4 Структура програмного забезпечення для комп'ютера	41
3.5 Схема електродного поясу.....	43
3.6 Перевірка алгоритму реконструкції на синтетичних даних	44
3.7 Моделювання роботи удосконаленої системи.....	45
ВИСНОВКИ	47
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	50

					ДП. МТІР.10658491.00.00.0000 ПЗ								
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата									
Розроб.		Брегін О. В.			Система вимірювання та обробки електричної провідності біологічних тканин методом імпедансної томографії The system of measuring and processing the electrical conductivity of biological tissues by the method of impedance tomography				Літ.	Арк.	Акрушів		
Перевір.		Пітух І. Р.									5	51	
Консульт.		Пітух І. Р.							ЗУНУ.ФКІТ.МТІР-41				
Н. Контр.		Заставний О. М.											
Затверд.		Сергін А. І.											

ВСТУП

Актуальність теми.

Медична діагностика та моніторинг стану пацієнтів є одним із пріоритетних напрямків розвитку сучасних інформаційно-вимірювальних технологій. Серед різноманітних методів медичної візуалізації особливе місце займає електроімпедансна томографія (ЕІТ) — метод, що дозволяє відображати розподіл електричної провідності всередині біологічного об'єкта шляхом вимірювання реакції на введені малі електричні струми. На відміну від рентгенівської комп'ютерної томографії та магнітно-резонансної томографії, метод ЕІТ не використовує іонізуючого випромінювання, дозволяє здійснювати безперервний тривалий прикроватний моніторинг та реалізується на значно дешевшій апаратурі.

Попри активний розвиток методу ЕІТ протягом останніх десятиліть, більшість клінічно придатних систем залишаються дорогими (від 30 до 200 тисяч доларів США) та недоступними для широкого кола дослідників і медичних закладів. Відкриті низькобюджетні платформи, в свою чергу, мають недостатні метрологічні характеристики. Таким чином, теоретичне обґрунтування та детальний опис доступної системи ЕІТ з прийнятними технічними характеристиками є актуальною науково-технічною задачею.

Мета і завдання кваліфікаційної роботи.

Метою роботи є теоретичне обґрунтування та розробка опису системи вимірювання і обробки електричної провідності біологічних тканин методом імпедансної томографії на базі мікроконтролера STM32F407VGT6 з реалізацією алгоритму реконструкції двовимірного розподілу провідності.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

- проаналізувати фізичні основи методу ЕІТ, електричні властивості біологічних тканин та сучасний стан розвитку систем електроімпедансної томографії;

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		6

- розробити математичну модель прямої задачі ЕІТ для двовимірної геометрії з 16 електродами на основі методу скінченних елементів з повною моделлю електродів;
- теоретично обґрунтувати гібридний алгоритм реконструкції розподілу провідності, що поєднує регуляризовану зворотну проекцію з ітераційним уточненням методом Гаусса-Ньютона;
- розробити структурну схему та теоретичний опис апаратної частини системи (генератор зонduючого струму, матриця комутації електродів, вимірювальний канал);
- розробити опис та структуру програмного забезпечення для реконструкції і візуалізації розподілу провідності;
- провести теоретичну оцінку метрологічних характеристик розробленої системи та порівняння з відомими аналогами.

Об'єкт дослідження.

Процес поширення змінного електричного струму в неоднорідних провідних середовищах (біологічних тканинах) при реалізації методу електроімпедансної томографії.

Предмет дослідження.

Методи та засоби вимірювання розподілу електричної провідності біологічних тканин, математичні моделі прямої та оберненої задачі ЕІТ, алгоритми реконструкції зображень та апаратно-програмні засоби їх реалізації.

Методи дослідження.

У роботі використано такі методи: метод скінченних елементів для чисельного розв'язання прямої задачі ЕІТ; методи регуляризації (Тихонова, NOSER) та ітераційні методи (Гаусса-Ньютона) для розв'язання оберненої задачі; метод прямого цифрового синтезу (DDS) для формування зонduючого сигналу; метод синхронного (фазочутливого) детектування для вимірювання

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						7
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

малих сигналів; метод чисельного моделювання на синтетичних даних для верифікації алгоритму.

Практичне значення одержаних результатів.

Розроблений теоретичний опис системи ЕІТ може слугувати основою для її практичної реалізації у вигляді доступного апаратно-програмного комплексу вартістю до 300 доларів США. Описані алгоритми реконструкції та структура програмного забезпечення можуть бути безпосередньо використані при розробці дослідницьких платформ ЕІТ. Система може знайти застосування для дослідження в галузі медичної діагностики, біомедичної інженерії та навчальних цілей у закладах вищої освіти.

Апробація.

Основні результати роботи представлені на науковій конференції студентів та аспірантів факультету комп'ютерних інформаційних технологій Західноукраїнського національного університету (Тернопіль, 2026).

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						8
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

1 АНАЛІЗ СТАНУ ПРОБЛЕМИ ТА ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

1.1 Загальна характеристика методу електроімпедансної томографії

Електроімпедансна томографія (ЕІТ) є методом неінвазивної медичної візуалізації, що дозволяє отримати розподіл електричної провідності та діелектричної проникності всередині досліджуваного об'єкта шляхом введення малих змінних струмів через поверхневі електроди та вимірювання відповідних напруг на цих електродах. Реконструйований розподіл провідності відображає внутрішню структуру та функціональний стан досліджуваного об'єкта, надаючи цінну діагностичну інформацію без застосування іонізуючого випромінювання.

Порівняно з іншими методами медичної томографії, зокрема рентгенівською комп'ютерною томографією (КТ) та магнітно-резонансною томографією (МРТ), метод ЕІТ має низку принципів переваг: відсутність іонізуючого випромінювання, можливість безперервного тривалого прикроватного моніторингу, компактність апаратури та суттєво нижча вартість. Основним недоліком є відносно невисока просторова роздільна здатність (порядку 10–20 мм), що, однак, є цілком прийнятною для задач функціонального моніторингу динамічних фізіологічних процесів.

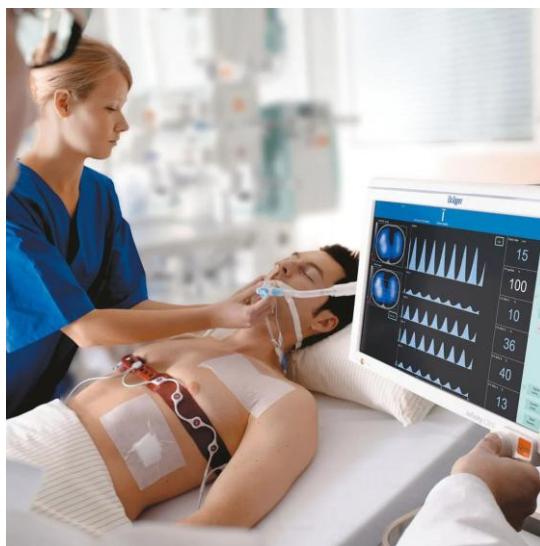


Рис. 1.1 – Клінічне застосування системи ЕІТ для моніторингу вентиляції легень

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		9

Перші практичні системи ЕІТ було розроблено у 1980-х роках дослідниками Університету Шеффілда (Велика Британія). Система Sheffield Mark 1 (1984) стала першою клінічно придатною системою ЕІТ і заклала основи подальшого розвитку методу [8]. З того часу метод пройшов значний шлях від лабораторного прототипу до сертифікованих медичних приладів, що використовуються у відділеннях інтенсивної терапії для моніторингу вентиляції легень.

Сучасні застосування методу ЕІТ у медицині охоплюють: моніторинг регіональної вентиляції легень та оптимізацію параметрів штучної вентиляції; діагностику патологій молочної та щитоподібної залози; моніторинг мозкового кровообігу та виявлення інсульту; оцінку складу тіла та стану гідратації тканин; дослідження функціонального стану шлунково-кишкового тракту.

Табл. 1.1 – Порівняльна характеристика методів медичної томографії

Характеристика	ЕІТ	КТ	МРТ	УЗД	ПЕТ
Просторова роздільність	10–20 мм	0,3–0,5 мм	0,5–1 мм	1–3 мм	3–5 мм
Часова роздільність	До 100 Гц	1–5 с	30–60 с	Реал. час	Хвилини
Іонізуюче випром.	Немає	Рентген	Немає	Немає	Гамма
Тривалий моніторинг	Так	Ні	Обмежено	Так	Ні
Орієнтовна вартість	1–50 тис. \$	500+ тис. \$	1+ млн \$	20–200 тис. \$	2+ млн \$
Портативність	Висока	Низька	Дуже низька	Середня	Дуже низька

Аналіз таблиці 1.1 підтверджує, що ЕІТ займає унікальну нішу серед методів медичної томографії, поєднуючи повну безпеку для пацієнта, вищу часову роздільність та значно нижчу вартість порівняно з конкуруючими методами. Просторова роздільність ЕІТ є достатньою для широкого класу

функціональних діагностичних задач.

1.2 Електричні властивості біологічних тканин, принципи побудови та огляд існуючих систем ЕІТ

Фізичною основою методу ЕІТ є відмінності електричних властивостей різних типів біологічних тканин. Розуміння цих властивостей є необхідною передумовою для розробки системи вимірювання та алгоритмів реконструкції зображень.

Біологічна тканина є неоднорідним провідним середовищем, що складається з клітин, оточених клітинними мембранами та зануреними в позаклітинну рідину. Клітинна мембрана товщиною близько 7–10 нм за електричними властивостями поводить як конденсатор з питомою ємністю порядку 0,01 мкФ/мм². Ця ємнісна природа мембрани зумовлює частотну залежність електричних властивостей тканини: при низьких частотах (менше 10 кГц) більша частина струму протікає по позаклітинних шляхах; при підвищенні частоти (понад 100 кГц) струм все більше проникає всередину клітин [6].

Частотна залежність комплексного імпедансу біологічних тканин включає три характерні дисперсійні області. Альфа-дисперсія (нижче 10 кГц) обумовлена поляризацією іонної атмосфери навколо клітин. Бета-дисперсія (10 кГц — 100 МГц) є найважливішою для ЕІТ і визначається Maxwell-Wagner релаксацією на межах клітинних мембран. Гамма-дисперсія (вище 10 ГГц) обумовлена дипольною релаксацією молекул води.

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						11
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

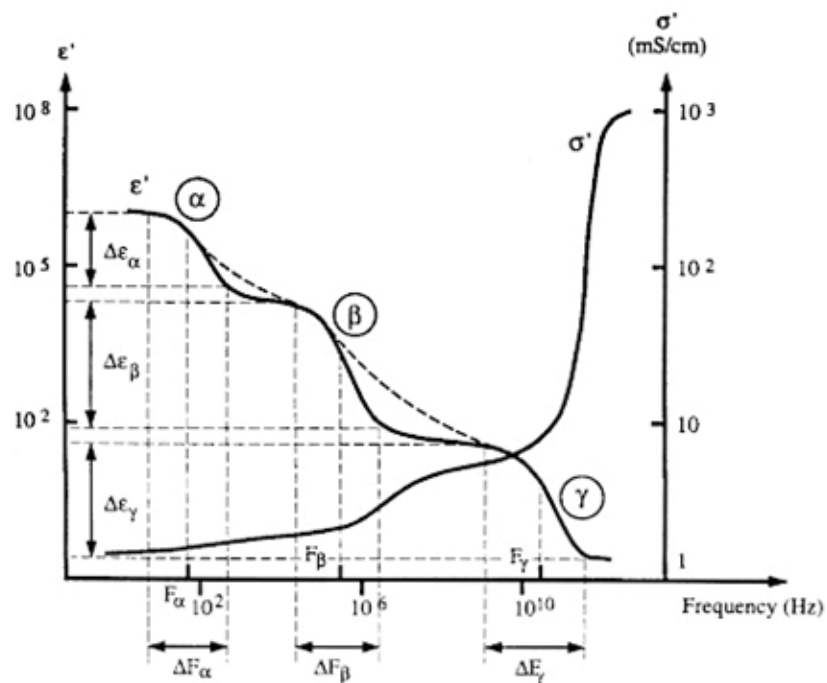


Рис. 1.2 – Частотна залежність провідності та діелектричної проникності біологічної тканини (α-, β-, γ-дисперсії)

Для кількісного опису дисперсійних властивостей тканин застосовується феноменологічна модель Коула-Коула [6]:

$$\sigma^*(\omega) = \sigma_{\infty} + (\sigma_0 - \sigma_{\infty}) / [1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha}] \quad (1.1)$$

де:

$\sigma^*(\omega)$ – комплексна провідність при кутовій частоті $\omega = 2\pi f$

σ_0 – провідність при $\omega \rightarrow 0$ (низькочастотна границя)

σ_{∞} – провідність при $\omega \rightarrow \infty$ (високочастотна границя)

τ – характерний час релаксації

α – параметр розподілу часів релаксації ($0 < \alpha \leq 1$).

Параметри моделі Коула-Коула є специфічними для кожного типу тканини і можуть слугувати фізіологічними маркерами: зміна параметра α свідчить про зміну мікроструктури тканини, що може бути ознакою патологічного процесу.

Табл. 1.2 наводить значення питомої електричної провідності та

відносної діелектричної проникності основних типів біологічних тканин людини при частоті 100 кГц [6].

Табл. 1.2 – Електричні властивості біологічних тканин при частоті 100 кГц

Тип тканини	σ , См/м	ϵ_r	Особливості
Спинномозкова рідина	1,50–1,79	≈ 109	Найвища провідність
Кров	0,60–0,70	≈ 2000	Залежить від гематокриту
М'язи (вздовж волокон)	0,40–0,80	≈ 8000	Анізотропна
М'язи (впоперек волокон)	0,06–0,12	≈ 900	Анізотропна
Печінка	0,10–0,15	≈ 4000	
Легені (на видиху)	0,12–0,25	≈ 2000	Змін. при диханні
Легені (на вдиху)	0,04–0,09	≈ 1000	Змін. при диханні
Мозок (сіра речовина)	0,10–0,17	≈ 6000	
Мозок (біла речовина)	0,06–0,15	≈ 3000	
Шкіра (епідерміс)	0,0002–0,002	≈ 1000	Суттєвий бар'єр
Жирова тканина	0,02–0,04	≈ 80	Низька провідність
Кісткова тк. (компактна)	0,006–0,020	≈ 20	Низька провідність

Як видно з таблиці 1.2, провідність тканин змінюється у діапазоні від 0,0002 до 1,79 См/м, тобто майже на чотири порядки величини. Особливо важливим є те, що провідність легень суттєво змінюється між фазами дихання (у 2–3 рази), що є фізичною основою для застосування ЕІТ у моніторингу вентиляції легень. Злоякісні пухлини характеризуються підвищеною провідністю порівняно з нормальною тканиною, що відкриває перспективи для онкологічної діагностики.

Важливим аспектом є анізотропія провідності м'язових тканин та міокарда: значення провідності вздовж напрямку м'язових волокон може у 5–

7 разів перевищувати значення у поперечному напрямку. Ця особливість ускладнює математичне моделювання та вимагає використання тензорних моделей провідності при реконструкції зображень.

Принципи побудови систем ЕІТ. Система ЕІТ є апаратно-програмним комплексом, структура якого визначається фізичними принципами методу та вимогами до точності й швидкодії вимірювань. Стандартна система ЕІТ використовує кільце з N поверхневих електродів, що розташовуються рівномірно по периметру досліджуваного перерізу. Вибір кількості електродів є компромісом між просторовою роздільністю та складністю апаратури. Для системи з N електродами при суміжній стратегії вимірювань кількість незалежних вимірювань становить $N(N-3)/2$. Для стандартного значення $N = 16$ це дає 104 незалежних виміри.

Стратегія вимірювань визначає порядок активації струмових пар електродів та вибору вимірювальних пар. Суміжна стратегія (Adjacent / Sheffield protocol) є найбільш поширеною: струм вводиться через пару сусідніх електродів, напруга вимірюється між рештою сусідніх пар. Для забезпечення незалежності вимірювань від варіабельності контактного імпедансу електродів апаратна частина систем ЕІТ реалізує прецизійне джерело струму. Робоча частота зонduючого сигналу вибирається в діапазоні 50–200 кГц, у якому реалізується бета-дисперсія тканин та забезпечується достатня точність аналогових схем [1].

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		14

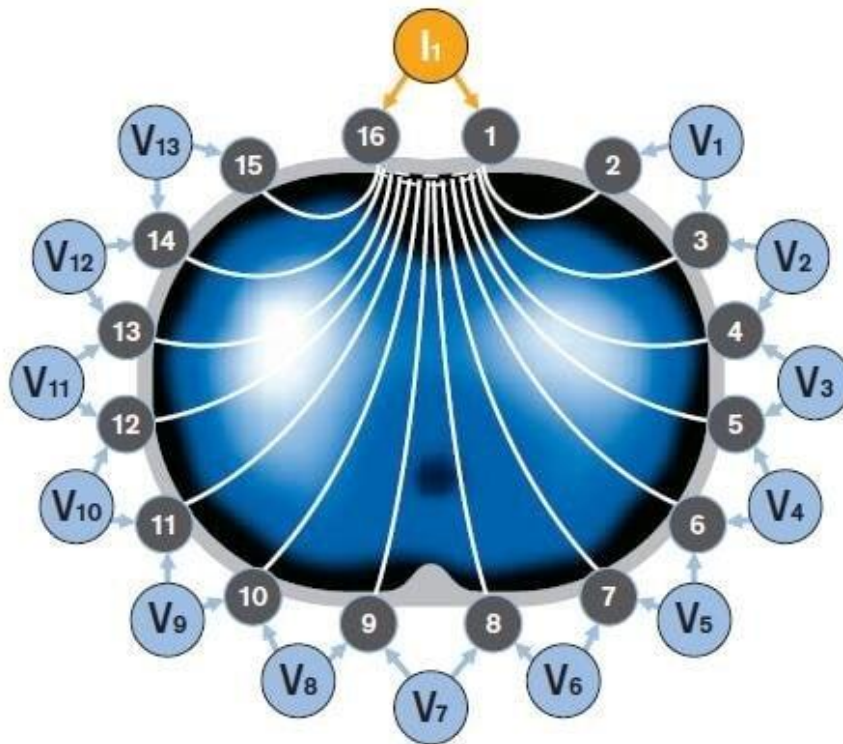


Рис. 1.3 – Суміжна стратегія вимірювань для системи з 16 електродами

Огляд існуючих систем ЕІТ. Аналіз науково-технічної літератури дозволяє виділити кілька поколінь та напрямків розвитку апаратних систем ЕІТ. Шеффілдська серія систем (Sheffield Mark 1–3.5), розроблена Д. Барбером та Б. Брауном у 1984–2003 роках, є точкою відліку для порівняння технічних характеристик систем ЕІТ. Система Mk 3.5 (2003) досягла точності вимірювання модуля імпедансу 0,1 % [13].

Дослідницька група Rensselaer Polytechnic Institute розробила серію систем АСТ1–АСТ4, що реалізують адаптивну стратегію введення струму з одночасною подачею струму через всі електроди з оптимально обчисленими амплітудами та фазами. Система АСТ4 (2005) є найточнішою дослідницькою платформою ЕІТ у світі: 64 незалежних канали, відношення сигнал/шум понад 120 дБ [4].

Серед сертифікованих клінічних систем найбільшого поширення набули: ENLIGHT 1500 (Timpel SA, Бразилія) — 32 електроди, 125 кГц, 50 кадрів/с; PulmoVista 500 (Dräger, Німеччина) — 16 електродів, 80–100 кГц, 48

кадрів/с. Програмний пакет EIDORS є стандартним відкритим середовищем для досліджень у галузі ЕІТ [2]. З появою потужних 32-бітних мікроконтролерів розвинувся напрям низькобюджетних систем ЕІТ вартістю до 300–500 доларів США.

Табл. 1.3 – Порівняльний аналіз відомих систем електроімпедансної томографії

Система	Електр.	Частота	Кадр/с	Вартість	Тип
Sheffield Mk 1	16	51,2 кГц	40	Н/д	Дослідницький
Sheffield Mk 3.5	16	9,6–1228 кГц	25	Н/д	Дослідницький
ACT4 (RPI)	64	1–500 кГц	50	~1 млн \$	Дослідницький
ENLIGHT 1500	32	125 кГц	50	~50 тис. \$	Клінічний
PulmoVista 500	16	80–100 кГц	48	~30 тис. \$	Клінічний
SenTec BB2	32	100 кГц	50	~40 тис. \$	Клінічний
Open EIT (ESP32)	8	До 80 кГц	~20	~50 \$	Освітній
STM32-based (типова)	16	50–100 кГц	10–20	~200 \$	Дослідницький

Аналіз таблиці 1.3 підтверджує наявність значного технологічного та цінового розриву між дорогими клінічними системами та низькобюджетними дослідницькими платформами. Системи вартістю до 300 доларів США, побудовані на сучасних мікроконтролерах, є перспективними для дослідницьких задач та первинної апробації методу.

1.3 Застосування методу ЕІТ у медичній практиці

Клінічні застосування методу ЕІТ охоплюють кілька основних напрямів, що перебувають на різних стадіях клінічної зрілості.

Моніторинг вентиляції легень є на сьогодні найбільш клінічно зрілим та комерційно реалізованим застосуванням ЕІТ. Метод застосовується у відділеннях інтенсивної терапії для безперервного прикроватного контролю регіональної вентиляції легень у пацієнтів на апараті штучної вентиляції. Оскільки провідність легень змінюється між фазами вдиху та видиху у 2–3 рази (див. табл. 1.2), ЕІТ забезпечує візуалізацію регіонального розподілу вентиляції в поперечному перерізі грудної клітки в режимі реального часу. Клінічними показаннями є: оптимізація тиску в кінці видиху (РЕЕР); виявлення та моніторинг ателектазів; контроль рекрутування альвеол при гострому респіраторному дистрес-синдромі (ГРДС) [8].

Нейрологічні застосування ЕІТ ґрунтуються на зміні провідності мозкової тканини під час нейронної активності та патологічних процесів. Ішемічний та геморагічний інсульт змінюють локальну провідність мозку, що теоретично може бути виявлено методом ЕІТ. Основною технічною перешкодою є низька провідність черепа, що суттєво знижує чутливість системи до внутрішньочерепних змін та вимагає надвисокого відношення сигнал/шум (не менше 120–130 дБ).

Онкологічна діагностика. Злоякісні пухлини характеризуються підвищеною провідністю (до 10 разів вищою за нормальну тканину), що створює фізичну основу для діагностики онкологічних захворювань методом ЕІТ. Найбільш розвиненим є застосування для скринінгу раку молочної та щитоподібної залози. Клінічна ефективність поки що не досягає рівня, необхідного для широкого клінічного впровадження як самостійного діагностичного методу [8].

Оцінка складу тіла. Одночастотна або мультичастотна біоімпедансна аналіз (BIA) є спрощеним варіантом ЕІТ, що широко застосовується у клінічній практиці для оцінки відсотка жирової маси, м'язової маси та рівня гідратації тканин.

1.4 Аналіз недоліків існуючих рішень та обґрунтування напрямку роботи

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						17
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

На підставі проведеного огляду стану проблеми можна виділити основні невирішені задачі та обмеження, що є мотивацією для даної кваліфікаційної роботи.

Проблема доступності. Більшість клінічно придатних систем ЕІТ мають вартість від 30 до 200 тисяч доларів США та є закритими продуктами, недоступними для дослідницьких цілей. Відкриті навчальні платформи (Open EIT) мають недостатні метрологічні характеристики. Таким чином, існує практична потреба у розробці та теоретичному обґрунтуванні доступної системи ЕІТ з прийнятними технічними характеристиками [12].

Обмеження просторової роздільної здатності. Теоретична межа просторової роздільності ЕІТ визначається математичною структурою оберненої задачі та кількістю незалежних вимірювань. Для системи з 16 електродами (104 незалежних виміри) теоретична роздільність становить приблизно 10 % від діаметру об'єкта. Удосконалення алгоритмів реконструкції є важливим напрямком підвищення практичних характеристик систем ЕІТ [3,14].

Проблема контактного імпедансу. Варіабельність контактного імпедансу між електродами та шкірою є основним джерелом систематичних похибок. Розробка методів вимірювання та компенсації контактного імпедансу, а також використання повної моделі електродів (СЕМ) у алгоритмах реконструкції є необхідними для досягнення прийнятної точності [5].

Узагальнюючи виявлені недоліки, можна сформулювати мету та задачі даної кваліфікаційної роботи: розробити теоретичне обґрунтування та опис системи вимірювання і обробки електричної провідності біологічних тканин методом імпедансної томографії, придатної для практичної реалізації у вигляді доступного апаратно-програмного комплексу.

1.5 Постановка задачі кваліфікаційної роботи

На підставі проведеного аналізу стану проблеми сформульовано такі

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						18
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

задачі кваліфікаційної роботи:

1. Проаналізувати фізичні основи методу ЕІТ, електричні властивості біологічних тканин, принципи побудови систем ЕІТ та стан сучасних технічних рішень у даній галузі (виконано у даному розділі).
2. Розробити математичну модель прямої задачі ЕІТ для двовимірної геометрії з 16 електродами на основі методу скінченних елементів з повною моделлю електродів (СЕМ).
3. Обґрунтувати та описати алгоритм реконструкції розподілу провідності, що поєднує регуляризовану зворотну проекцію з ітераційним уточненням методом Гаусса-Ньютона.
4. Розробити структурну схему та опис апаратної частини системи ЕІТ на базі мікроконтролера STM32F407: прецизійне джерело зонduючого струму методом DDS; матриця комутації електродів (16 каналів); вимірювальний канал з інструментальним підсилювачем та синхронним детектором.
5. Розробити структуру програмного забезпечення системи для реконструкції та візуалізації розподілу провідності.
6. Провести оцінку метрологічних характеристик розробленої системи та аналіз факторів, що впливають на точність вимірювань.

Вимоги до проектованої системи визначено таким чином: кількість електродів $N = 16$; стратегія вимірювань — суміжна (adjacent); робоча частота зонduючого сигналу — 50 кГц; амплітуда зонduючого струму — 1 мА (пік); динамічний діапазон вимірювального каналу — не менше 80 дБ; просторова роздільна здатність — не гірше 15 % від діаметру досліджуваного об'єкта; частота кадрів томограми — не менше 5 Гц; орієнтовна вартість апаратної реалізації — до 300 доларів США.

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						19
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

2 ДОСЛІДЖЕННЯ НА ОСНОВІ ПАРАМЕТРІВ СИСТЕМ ІМПЕДАНСНОЇ ТОМОГРАФІЇ

2.1 Обґрунтування вибору структури системи вимірювання

Розробка системи вимірювання та обробки електричної провідності біологічних тканин методом імпедансної томографії потребує насамперед обґрунтованого вибору загальної структури системи, стратегії вимірювань та ключових технічних параметрів. Запропонована структура системи складається з двох підсистем: апаратної частини (вимірювальний блок) та програмної частини (алгоритм реконструкції та візуалізація).

Апаратна частина системи включає такі функціональні блоки:

- генератор зондуючого синусоїдального струму — формує стабільний синусоїдальний струм заданої частоти та амплітуди;
- матриця комутації електродів — здійснює послідовне підключення електродів відповідно до обраної стратегії вимірювань;
- кільце вимірювальних електродів ($N = 16$) — забезпечує гальванічний контакт з досліджуваним об'єктом;
- вимірювальний підсилювач — підсилює малий диференціальний сигнал напруги між вибраною парою електродів;
- аналого-цифровий перетворювач (АЦП) — оцифровує аналоговий сигнал для подальшої цифрової обробки;
- мікроконтролер — координує роботу всіх блоків, виконує цифрову обробку сигналів та передає дані на персональний комп'ютер.

Програмна частина виконує три основні функції: отримання вимірних даних від апаратної частини через інтерфейс USB; реконструкція двовимірного розподілу провідності за допомогою алгоритму, описаного у підрозділі 2.3; відображення результатів у вигляді кольорової теплової карти розподілу провідності у поперечному перерізі досліджуваного об'єкта.

Обґрунтування кількості електродів. Вибір $N = 16$ є стандартним для

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						20
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

клінічних систем ЕІТ і забезпечує оптимальний баланс між кількістю незалежних вимірювань (104 при суміжній стратегії) та складністю апаратної реалізації. Збільшення до $N = 32$ подвоює кількість вимірювань до 464, що підвищує просторову роздільну здатність, однак суттєво ускладнює схему комутації та збільшує час повного сканування. Для цілей даної роботи $N = 16$ є достатнім для досягнення заявленої просторової роздільності 15 % від діаметру об'єкта [8].

Обґрунтування вибору суміжної стратегії. Суміжна (adjacent) стратегія вимірювань є найпростішою у реалізації та найкраще вивченою в літературі. Вона забезпечує рівномірну чутливість у периферійній зоні об'єкта, де зосереджена більшість клінічно значущої інформації. Порівняно зі схрещеною або адаптивною стратегіями, суміжна стратегія дає трохи гіршу чутливість до центральних структур, однак простота реалізації та детальна документація у літературі роблять її оптимальним вибором для даної системи [2].

Обґрунтування робочої частоти 50 кГц. Оптимальний частотний діапазон для ЕІТ становить 10–300 кГц (область бета-дисперсії тканин). Частота 50 кГц є достатньо високою для мінімізації впливу електрохімічних поляризаційних ефектів на електродах та достатньо низькою для забезпечення точної реалізації генератора та вимірювального каналу з використанням стандартних компонентів [1].

2.2 Математична модель прямої задачі для двовимірної геометрії

Для практичного застосування методу ЕІТ необхідна математична модель, що описує зв'язок між розподілом провідності всередині об'єкта та вимірюваними напругами на електродах. Ця модель є основою як для обчислення матриці чутливості (необхідної для реконструкції), так і для перевірки алгоритму реконструкції на синтетичних даних.

Двовимірне наближення. У більшості клінічних застосувань ЕІТ використовується двовимірне (2D) наближення: передбачається, що

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						21
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

досліджуваний об'єкт є нескінченно довгим циліндром, а електроди розташовані в одній площині поперечного перерізу. Реальний об'єкт є тривимірним, тому 2D-наближення вносить «3D-артефакти» у реконструйоване зображення, проте для якісного функціонального моніторингу цей підхід є прийнятним. Розробка повноцінних 3D-систем є значно складнішою задачею і залишається предметом наукових досліджень [7].

Постановка задачі. У двовимірній постановці область Ω є обмеженою областю на площині (поперечний переріз об'єкта). Розподіл електричного потенціалу $\varphi(x, y)$ задовольняє рівнянню [4,12]:

$$\nabla[\sigma(x,y) \nabla \varphi_j(x,y)] = 0, (x,y) \in \Omega \quad (2.1)$$

з граничними умовами повної моделі електродів (СЕМ) [5]:

$$\varphi_j|_{\{e_l\}} + z_l \cdot \sigma \cdot (\partial \varphi_j / \partial n)|_{\{e_l\}} = U_l^{\wedge\{j\}}, l = 1, \dots, 16 \quad (2.2)$$

$$\oint_{\{e_l\}} \sigma \cdot (\partial \varphi_j / \partial n) dS = I_l^{\wedge\{j\}}, l = 1, \dots, 16 \quad (2.3)$$

де $I_l^{\wedge\{j\}}$ — вектор введених струмів для j -ї конфігурації (при суміжній стратегії: $I_j^{\wedge\{j\}} = +I_0$, $I_{j+1}^{\wedge\{j\}} = -I_0$, решта = 0); $U_l^{\wedge\{j\}}$ — шукані потенціали електродів.

Дискретизація методом скінченних елементів. Область Ω розбивається на трикутні скінченні елементи. Якість сітки суттєво впливає на точність розв'язання прямої задачі. Рекомендована кількість елементів — 1000–3000 для 2D-задачі. Після дискретизації задача зводиться до системи лінійних рівнянь [10]:

$$A(\sigma) \cdot \Phi_j = b_j \quad (2.4)$$

де:

$A(\sigma)$ — матриця жорсткості розміром $(K+N) \times (K+N)$, K — кількість вузлів сітки

Φ_j — вектор невідомих: вузлові потенціали + потенціали N електродів

b_j — вектор правої частини, що визначається струмами $I_l^{\wedge\{j\}}$.

Елементи матриці жорсткості для внутрішніх вузлів:

$$A_{ij}^{int} = \int_{\Omega} \sigma(x,y) \cdot (\partial N_i / \partial x \cdot \partial N_j / \partial x + \partial N_i / \partial y \cdot \partial N_j / \partial y) d\Omega \quad (2.5)$$

Доданки, що відповідають граничним умовам СЕМ:

$$A_{ij}^{elec} = (1/z_l) \cdot \int_{e_l} N_i \cdot N_j dS, \quad i, j \in \{\text{вузли на } e_l\} \quad (2.6)$$

Матриця A є розрідженою, симетричною та позитивно визначеною. Розв'язання системи (2.4) виконується методами розрідженої лінійної алгебри (розкладання Холецкого або LU-розкладання). Для 2D-сітки з 2000 вузлів час розв'язання на сучасному ПК становить менше 10 мс.

Обчислення матриці чутливості. Матриця чутливості (Якобіана) J розміром $M \times K$ ($M = 104$ вимірювань, $K =$ кількість елементів сітки) обчислюється за реципрочною теоремою [10]:

$$J_{m,k} = \int_{\Omega_k} \nabla \varphi_m^a(r) \cdot \nabla \varphi_m^b(r) d\Omega_k \quad (2.7)$$

де φ_m^a та φ_m^b — потенціали, що виникають при розв'язанні прямої задачі для двох конфігурацій струмів, що утворюють m -е вимірювання. Важливою властивістю матриці J є те, що її елементи для центральних елементів сітки суттєво менші за елементи для периферійних. Це відображає фундаментальне обмеження методу ЕІТ: чутливість до провідності зменшується із відстанню від електродів.

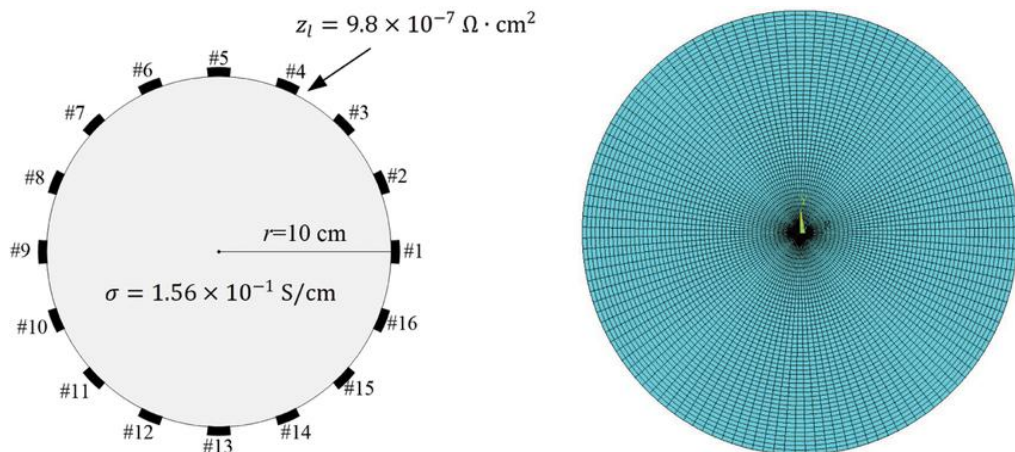


Рис. 2.1 – Двовимірна скінченно-елементна сітка для задачі ЕІТ з 16 електродами

2.3 Дослідження алгоритму реконструкції розподілу провідності

Алгоритм реконструкції є центральним компонентом програмної частини системи ЕІТ. У даній роботі запропоновано гібридний алгоритм, що поєднує переваги двох підходів: швидкість лінеаризованої зворотної проєкції та точність ітераційного методу Гаусса-Ньютона.

Регуляризована зворотна проєкція. Перший крок алгоритму — отримання початкового наближення методом регуляризованої зворотної проєкції (Tikhonov regularization). Метод розв'язує систему лінійних рівнянь $\Delta V = J \cdot \Delta \sigma$ в регуляризованому сенсі [11]:

$$\Delta \sigma^{-1} = (J^T J + \lambda \cdot L)^{-1} \cdot J^T \cdot \Delta V \quad (2.8)$$

де L — регуляризуюча матриця. Вибір L суттєво впливає на характер отриманого зображення:

- $L = I$ (одинична матриця) — регуляризація Тихонова нульового порядку. Обмежує норму розв'язку. Дає гладкі зображення, але може давати надмірне згладжування різких меж між тканинами;
- $L = \nabla^T \nabla$ (матриця Лапласіана на сітці МСЕ) — регуляризація другого порядку. Штрафує за кривизну розподілу, що забезпечує фізично осмислену гладкість відновленого зображення;
- $L = \text{diag}(J^T J)$ (NOSER-регуляризатор) — адаптивна регуляризація, що автоматично посилює регуляризацію в зонах низької чутливості та слабше — в зонах з великою чутливістю

У запропонованому алгоритмі використовується $L = \nabla^T \nabla$ (матриця Лапласіана), що є оптимальним вибором для отримання фізично осмислених гладких зображень при вимірюванні в умовах шуму.

Вибір параметра регуляризації λ . Параметр λ визначає баланс між точністю відтворення даних вимірювань та гладкістю отриманого зображення. При $\lambda \rightarrow 0$ переважає вплив шуму, при $\lambda \rightarrow \infty$ — надмірне згладжування. Для автоматичного вибору застосовується метод L -кривої

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		24

[11]: будується залежність $\|\Delta\sigma\|$ від $\|J\Delta\sigma - \Delta V\|$ у логарифмічних координатах; оптимальне λ відповідає «кутовій» точці цієї кривої. На практиці для систем ЕІТ з типовим відношенням сигнал/шум 60–80 дБ оптимальне значення зазвичай знаходиться в діапазоні $\lambda = 0,001\text{--}0,01$ від максимального власного числа матриці $J^T J$.

Ітераційне уточнення методом Гаусса-Ньютона. Метод зворотної проєкції є лінеаризованим і дає задовільні результати лише при малих змінах провідності ($\Delta\sigma/\sigma_0 < 30\text{--}50\%$). Для підвищення точності реконструкції при значних контрастах провідності застосовується ітераційний метод Гаусса-Ньютона [3]:

$$\sigma_{\{k+1\}} = \sigma_k + \alpha_k (J_k^T J_k + \lambda \cdot L)^{-1} \cdot J_k^T \cdot r_k \quad (2.9)$$

де:

k – номер ітерації

$r_k = V^{\{\text{meas}\}} - F(\sigma_k)$ – вектор нев'язки між виміряними та обчисленими напругами

J_k – матриця Якобіана, перерахована при поточному σ_k

α_k – крок ітерації (підбирається методом лінійного пошуку, зазвичай $\alpha_k = 1$).

Кожна ітерація включає: розв'язання прямої задачі для поточного σ_k (обчислення $F(\sigma_k)$); обчислення матриці Якобіана J_k ; формування та розв'язання системи (2.9). Критерієм зупинки є умова $\|r_k\| / \|r_0\| < \varepsilon$ або досягнення максимальної кількості ітерацій $K_{\{\text{max}\}} = 3$.

Гібридний алгоритм. Запропонований гібридний алгоритм включає два етапи:

1. Початкова реконструкція методом регуляризованої зворотної проєкції (2.8) для отримання початкового наближення $\sigma_1 = \sigma_0 + \Delta\sigma^{-1}$. Цей крок є швидким (не потребує розв'язання прямої задачі, ~ 10 мс) і дає якісно правильне зображення, придатне для оперативного відображення в

режимі реального часу.

- Ітераційне уточнення методом Гаусса-Ньютона (2.9) з числом ітерацій $K_{\max} = 3$. Цей крок виконується у фоновому режимі (~300–500 мс) і дає уточнене зображення з кращою просторовою роздільністю та точнішими кількісними значеннями провідності.

Такий підхід дозволяє забезпечити два режими роботи: реального часу (зворотна проекція, ~10 мс) та уточненої реконструкції (~300–500 мс), що відповідає вимогам як для моніторингу швидких фізіологічних процесів, так і для детального аналізу окремих кадрів.

Оцінка просторової роздільної здатності алгоритму. Просторова роздільна здатність є ключовою метрологічною характеристикою системи ЕІТ. Сингулярне розкладання матриці $J = U\Sigma V^T$ дозволяє визначити кількість незалежних просторових мод, що можуть бути відновлені при заданому рівні шуму. Для системи з $N = 16$, $M = 104$ та відношенням сигнал/шум 60–80 дБ ефективна кількість незалежних просторових мод становить приблизно 15–30, що відповідає просторовій роздільності ~10–15 % від діаметру об'єкта [11].

Роздільна здатність за критерієм Релея визначається як мінімальна відстань між двома точковими вклученнями, що можуть бути розрізнені у реконструйованому зображенні. Для алгоритму регуляризованої зворотної проекції з параметром λ , що відповідає відношенню сигнал/шум 60 дБ, теоретична роздільна здатність за критерієм Релея становить близько 15 % від діаметру об'єкта (~30 мм для фантому діаметром 200 мм).

Важливою особливістю систем ЕІТ є нерівномірність просторової роздільності по перерізу об'єкта: вона є кращою на периферії (~8–10 % від діаметру) та гіршою у центрі (~15–20 % від діаметру). Кількісна оцінка для алгоритму (2.8) з матрицею Лапласіана: роздільна здатність на периферії ~8–10 %, у центрі — ~15–20 % від діаметру об'єкта.

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						26
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

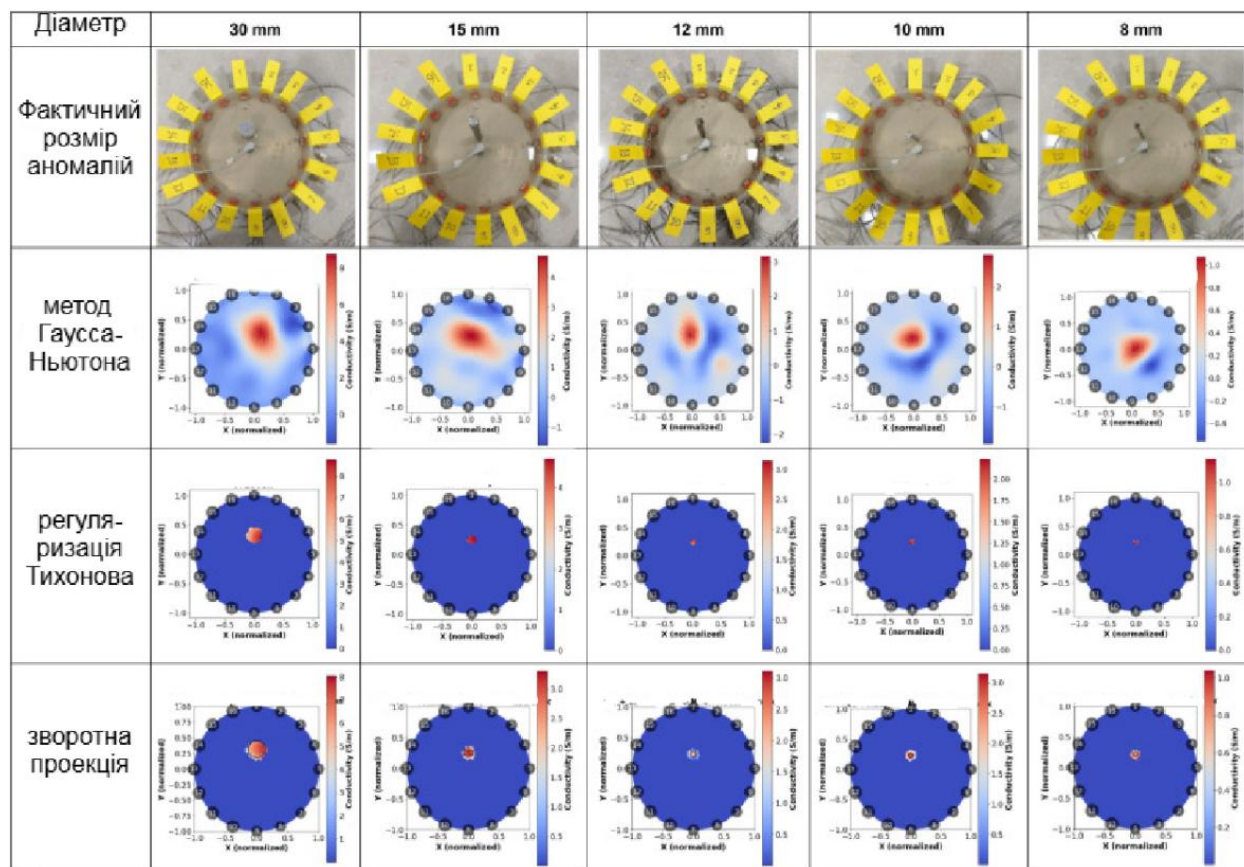


Рис. 2.2 – Порівняння результатів реконструкції різними методами: а) зворотна проєкція; б) регуляризація Тихонова; в) метод Гаусса-Ньютона

2.4 Дослідження схемотехнічних рішень апаратної частини

Апаратна частина системи ЕІТ повинна забезпечити генерацію стабільного зонduючого струму та точне вимірювання малих диференціальних напруг. Нижче наведено обґрунтування кожного з ключових вузлів системи.

Прецизійне джерело струму. Для забезпечення незалежності вимірювань від опору навантаження (тканини) система ЕІТ потребує прецизійного джерела струму (VCCS — Voltage Controlled Current Source). Класичним рішенням є схема Хоуленда (Howland current pump), заснована на операційному підсилювачі з негативним зворотним зв'язком та вимірювальним резистором [9]:

$$I_{\{vix\}} = V_{\{vx\}} / R_{\{ref\}} \quad (2.10)$$

де $V_{\{vx\}}$ — вхідна напруга (вихід ЦАП), $R_{\{ref\}}$ — опорний

резистор. Вихідний імпеданс ідеальної схеми Хоуланда є нескінченно великим. На практиці точність схеми обмежується допуском резисторів (рекомендується застосовувати прецизійні резистори з допуском 0,01 %); кінцевим коефіцієнтом підсилення ОП та смугою пропускання (для частоти 50 кГц необхідний ОП з $GBW \geq 5$ МГц); паразитними ємностями у схемі.

Метод прямого цифрового синтезу (DDS). Синусоїдальний сигнал для керування джерелом струму формується методом прямого цифрового синтезу. Принцип DDS полягає у зберіганні у пам'яті мікроконтролера таблиці синусу та послідовному виведенні значень через ЦАП. Вихідна частота визначається частотою оновлення ЦАП f_{clk} та кількістю відліків на один період N_{samp} [9]:

$$f_{\text{вих}} = f_{\text{clk}} / N_{\text{samp}} \quad (2.11)$$

Для $f_{\text{вих}} = 50$ кГц та $N_{\text{samp}} = 256$ (таблиця синусу з 256 відліків) потрібна частота оновлення ЦАП $f_{\text{clk}} = 50 \text{ кГц} \times 256 = 12,8$ МГц. Перевагами DDS є: висока стабільність частоти, можливість легкої зміни частоти програмно, мала нестабільність амплітуди (менше 0,1 %). Ключовою характеристикою DDS-генератора є рівень гармонічних спотворень (THD). При використанні таблиці з 256 відліків та 12-бітного ЦАП рівень найближчого паразитного сигналу знаходиться на рівні – 72 дБ відносно основної гармоніки, що є достатнім для системи з динамічним діапазоном 80 дБ.

Вимірювання малих диференційних сигналів. Задача вимірювального каналу — точне вимірювання диференційної напруги між двома обраними електродами. Типові значення цієї напруги становлять від одиниць до десятків мВ при амплітуді зондуючого струму 1 мА та провідності тканини 0,1–1 См/м. При цьому синфазна складова (напруга між обраними електродами та «землею») може становити до 1–5 В.

Інструментальний підсилювач. Для вимірювання малих диференційних сигналів на фоні великого синфазного сигналу стандартним рішенням є

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		28

інструментальний підсилювач (ІА — Instrumentation Amplifier), що характеризується: дуже високим входним імпедансом (понад 10^9 Ом); програмованим коефіцієнтом підсилення (від 1 до 1000); надвисоким коефіцієнтом ослаблення синфазного сигналу ($CMRR \geq 100\text{--}120$ дБ). Коефіцієнт підсилення інструментального підсилювача INA128 [18]:

$$G = 1 + 50 \text{ кОм} / R_G \quad (2.12)$$

де R_G — зовнішній резистор, що встановлює підсилення. При $G = 100$ ($R_G = 511$ Ом) максимальна входна напруга (повне заповнення діапазону АЦП при напрузі живлення ± 5 В) становить близько ± 45 мВ. Динамічний діапазон вимірювального каналу визначається відношенням максимального вимірюваного сигналу до мінімального (шумового). Основні джерела шуму:

- теплові шуми резисторів (Джонсон-Найквіст): $v_n = \sqrt{4kTRBW}$, де $k = 1,38 \times 10^{-23}$ Дж/К, T — абсолютна температура, R — опір, BW — смуга пропускання;
- власний шум операційного підсилювача (напруга шуму e_n , зазвичай $3\text{--}30$ нВ/ $\sqrt{\text{Гц}}$);
- наведені завади від мережі живлення (50 Гц та гармоніки), що усуваються методом синхронного детектування.

Для вимірювального каналу з $R_{\text{еквів.}} = 10$ кОм, $BW = 1$ кГц при $T = 300$ К теплова шумова напруга: $u_n = \sqrt{(4 \times 1,38 \times 10^{-23} \times 300 \times 10000 \times 1000)} \approx 0,4$ мкВ, що суттєво менше за мінімальний корисний сигнал ~ 30 мкВ.

Синхронне детектування. Метод синхронного (фазо-чутливого) детектування є ефективним способом виділення малого синусоїдального сигналу відомої частоти на фоні широкосмугового шуму та завад. Нехай входний сигнал:

$$u(t) = U \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi) + n(t) \quad (2.13)$$

де U — амплітуда корисного сигналу, $\omega_0 = 2\pi f_0$ — кутова частота зондування (50 кГц), φ — фаза, $n(t)$ — широкосмуговий шум. Перемноження

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		29

на опорні $\cos$ та $\sin$ сигнали та усереднення за T секунд:

$$I = (2/T) \int_0^T u(t) \cdot \cos(\omega_0 t) dt = U \cdot \cos \varphi \quad (2.14)$$

$$Q = (2/T) \int_0^T u(t) \cdot \sin(\omega_0 t) dt = U \cdot \sin \varphi \quad (2.15)$$

Компоненти I та Q є квадратурними складовими комплексної амплітуди вимірюваного сигналу. Модуль та фаза:

$$|U| = \sqrt{I^2 + Q^2}, \quad \varphi = \arctg(Q/I) \quad (2.16)$$

Еквівалентна шумова смуга синхронного детектора з часом інтегрування T : $\Delta F = 1/(2T)$. При $T = 1$ мс ($\Delta F = 500$ Гц) покращення відношення сигнал/шум порівняно з широкосмуговим детектором (смуга ~ 1 МГц) становить $10 \cdot \log(10^6/500) \approx 33$ дБ. У цифровому варіанті синхронний детектор реалізується обчисленням скалярних добутків між вектором відліків АЦП та опорними векторами $\cos$ та $\sin$ тієї ж частоти.

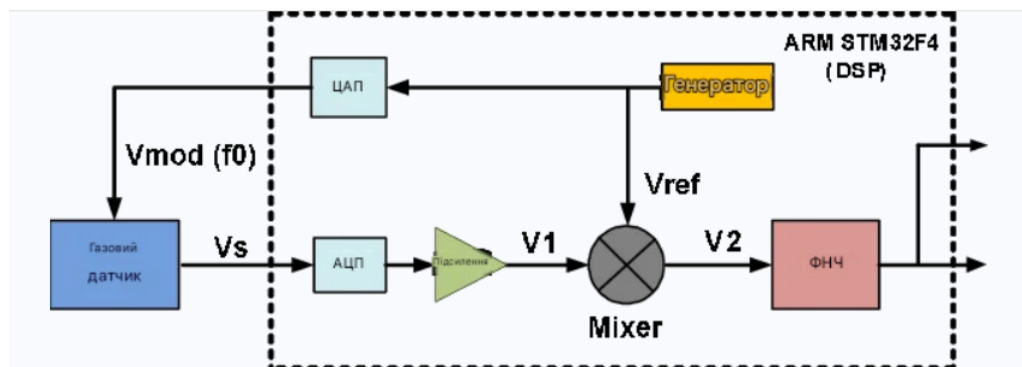


Рис. 2.3 – Принцип роботи цифрового синхронного детектора

2.5 Дослідження мікроконтролерної платформи для системи ЕІТ

Мікроконтролер є центральним елементом апаратної частини системи ЕІТ, що координує роботу всіх підсистем. Вимоги до мікроконтролера:

- наявність вбудованого ЦАП для генерації DDS-сигналу з частотою оновлення до 12,8 МГц;
- наявність вбудованого АЦП з роздільною здатністю не менше 12 біт та швидкістю перетворення не менше 1 MSPS;
- достатня обчислювальна потужність для виконання алгоритму

синхронного детектора у реальному часі;

- наявність апаратних інтерфейсів SPI для керування матрицею комутації та USB для передачі даних на ПК;
- низька вартість та широка доступність платформи розробки.

Для вибору оптимальної мікроконтролерної платформи проведено порівняльний аналіз актуальних варіантів (див. табл. 2.1).

Табл. 2.1 – Порівняльний аналіз мікроконтролерних платформ для системи ЕІТ

Параметр	STM32F407	STM32F303	Arduino Due (SAM3X)	ESP32	RP Pico
Ядро / частота	ARM M4+FPU / 168 МГц	ARM M4+FPU / 72 МГц	ARM M3 / 84 МГц	LX6 / 240 МГц	M0+ / 133 МГц
Вбудований ЦАП	2×12 біт	3×12 біт	2×12 біт	2×8 біт	Немає
Вбудований АЦП	3×12 біт, 2,4 MSPS	4×12 біт, 5 MSPS	1×12 біт, 1 MSPS	2×12 біт, 2 MSPS	1×12 біт, 0,5 MSPS
CMSIS-DSP FPU	Так	Так	Ні	Ні	Ні
USB (CDC)	Так	Так	Так	Так	Так
SPI інтерфейси	3	3	1	4	2
Вартість плати	~5 \$	~5 \$	~10 \$	~4 \$	~4 \$
Висновок	Оптимальний	Задовільний	Обмежений	Недостатній. ЦАП	Обмежений

За результатами аналізу таблиці 2.1 для даної системи обрано мікроконтролер STM32F407VGT6. Обґрунтування вибору:

- ядро ARM Cortex-M4 з блоком обчислень з плаваючою крапкою (FPU)

та тактовою частотою 168 МГц забезпечує обчислювальну потужність для виконання алгоритму синхронного детектора в реальному часі з використанням бібліотеки CMSIS-DSP;

- вбудований 12-бітний ЦАП з частотою оновлення до 10 MSPS задовольняє вимогу генерації DDS-сигналу з $f_{\text{clk}} = 12,8$ МГц;
- три незалежних блоки АЦП з частотою 2,4 MSPS кожен та режимом одночасного вимірювання дозволяють здійснювати багатоканальне вимірювання;
- вбудована бібліотека CMSIS-DSP та апаратна підтримка операцій multiply-accumulate (MAC) є критично важливими для ефективної реалізації алгоритму синхронного детектора;
- доступна відлагоджувальна плата STM32F4-Discovery вартістю близько 15 доларів США дозволяє розпочати розробку без проектування власної плати

2.6 Дослідження похибок у системі імпедансної томографії

Досягнення заявлених метрологічних характеристик системи можливе лише за умови аналізу та мінімізації всіх суттєвих джерел похибок.

Похибки вимірювального каналу. Ефективна роздільна здатність 12-бітного АЦП мікроконтролера обмежена рівнем власних шумів та завад на платі. Типова ефективна кількість біт (ENOB) для STM32F407 становить ~11 біт при частоті дискретизації 1 MSPS (~68 дБ). При перевзятті $256 \times$ (накопиченні 256 відліків та поділі на $\sqrt{256} = 16$) ефективна роздільність підвищується приблизно на 4 біти (до ~15 біт).

Похибка нестабільності амплітуди зонduючого струму безпосередньо вноситься у похибку визначення імпедансу. Для DDS-генератора основними причинами нестабільності є: нелінійність ЦАП та варіація коефіцієнта підсилення схеми Хоуланда з температурою. При використанні прецизійного ОП та резисторів з $\text{TKO} \leq 10 \text{ ppm/}^\circ\text{C}$ нестабільність амплітуди струму не перевищує 0,2 % у діапазоні температур 20–40 °C.

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		32

Похибка від контактного імпедансу. Найбільш суттєвим джерелом систематичної похибки є варіабельність контактного імпедансу електродів. Чотириелектродна схема вимірювання (окремі пари для введення струму та вимірювання напруги) суттєво знижує вплив контактного імпедансу струмових електродів. При входньому імпедансі INA128 $R_{in} \geq 10^9$ Ом похибка від контактного імпедансу вимірювальних електродів:

$$\delta U / U = Z_c / (Z_c + R_{in}) \approx Z_c / R_{in} \quad (\text{при } Z_c \ll R_{in}) \quad (2.17)$$

Для інструментального підсилювача INA128 $R_{in} \geq 10^9$ Ом. При $Z_c \leq 10$ кОм похибка не перевищує 0,001 %, що є нехтовно малою.

Похибки математичної моделі. Похибки, що вносяться математичною моделлю, є специфічними для методу ЕІТ та не можуть бути усунуті покращенням апаратної частини.

Похибка дискретизації МСЕ. Обмежена кількість елементів сітки призводить до похибки чисельного розв'язання прямої задачі. Для сітки з 2000 елементів похибка розв'язання прямої задачі порядку 0,1–0,5 %, що є прийнятним [10].

Похибка 2D-апроксимації. Моделювання тривимірного об'єкта двовимірною моделлю вносить систематичну похибку, що залежить від однорідності об'єкта вздовж осі, перпендикулярної площині електродів. Для грудної клітки ця похибка суттєва (через неоднорідності вздовж осі). Для фантому типу «циліндр» — мала.

Похибка лінеаризації. Використання лінеаризованого алгоритму (2.8) вносить похибку при великих контрастах провідності. Теоретично при контрасті $\Delta\sigma/\sigma_0 = 50$ % похибка від лінеаризації може досягати 10–15 %. Ітераційне уточнення методом Гаусса-Ньютона (2.9) знижує цю похибку до 1–3 % вже за 3 ітерації [3].

2.7 Базові метрологічні характеристики системи

На підставі дослідження, проведеного у попередніх підрозділах, надано

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		33

оцінку очікуваних метрологічних характеристик запропонованої системи (див. табл. 2.2).

Табл. 2.2 – Базові метрологічні характеристики проектованої системи ЕІТ

Характеристика	Очікуване значення	Обмежуючий фактор
Кількість електродів	16	—
Кількість незалежних вимірювань	104	Суміжна стратегія, N=16
Робоча частота	50 кГц	Оптимум бета-дисперсії
Амплітуда зонduючого струму	1 мА (пік)	Стандарт ІЕС 60601-1
Динамічний діапазон	≥ 80 дБ	АЦП + перевзяття + Lock-in
Ефективна роздільність АЦП	~ 15 біт	Перевзяття $256\times$
Просторова роздільність (периферія)	$\sim 8-10$ % діаметру	Сингулярний аналіз J
Просторова роздільність (центр)	$\sim 15-20$ % діаметру	Зниж. чутливість у центрі
Похибка амплітуди струму	$\leq 0,2$ %	ТКО резисторів схеми
Систематична похибка провідності	≤ 5 %	Контактний імпеданс, 2D
Час повного циклу вимірювань	< 25 мс (40 Гц)	16 конфіг. $\times \sim 1,5$ мс
Час реконструкції (зворотна проекція)	~ 10 мс	Матр.-вект. множення
Час реконструкції (3 іт. Гаусса-Ньютона)	$\sim 300-500$ мс	3 розв'язання прямої зад.

Аналіз таблиці 2.2 показує, що запропонована система задовольняє всім вимогам, сформульованим у підрозділі 1.5: просторова роздільність ≤ 15 % від діаметру, динамічний діапазон ≥ 80 дБ, частота кадрів ≥ 5 Гц (при $N_{\text{cycles}} = 5$).

3 ХАРАКТЕРИСТИКА РОЗРОБЛЕНОЇ СИСТЕМИ ІМПЕДАНСНОЇ ТОМОГРАФІЇ

3.1 Загальна структурна схема системи

У третьому розділі наводиться детальний опис розробленої системи вимірювання та обробки електричної провідності біологічних тканин методом імпедансної томографії, спираючись на методи, обґрунтовані у розділі 2.

Система складається з двох основних підсистем: апаратного вимірювального блоку та програмного забезпечення для персонального комп'ютера. Апаратний блок формує зонduючий електричний струм, здійснює комутацію електродів, вимірює напруги та виконує первинну цифрову обробку. Програмна частина отримує дані від апаратного блоку, виконує реконструкцію розподілу провідності та відображає результати.

Структурна схема системи містить такі основні функціональні блоки:

- мікроконтролер STM32F407VGT6 — центральний елемент управління, реалізує DDS-генератор, алгоритм синхронного детектора, протоколи обміну даними;
- цифро-аналоговий перетворювач (ЦАП) — формує аналоговий синусоїдальний сигнал для керування джерелом струму;
- прецизійне джерело зонduючого струму — перетворює напругу ЦАП у стабільний синусоїдальний струм амплітудою 1 мА;
- матриця комутації електродів — реалізує послідовне підключення пар електродів для введення струму та вимірювання напруги;
- кільце з 16 вимірювальних електродів — забезпечує гальванічний контакт з поверхнею досліджуваного об'єкта;
- інструментальний підсилювач — підсилює малу диференційну напругу між обраною парою вимірювальних електродів;
- аналого-цифровий перетворювач (АЦП) — оцифровує аналоговий сигнал підсилювача;

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						35
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

- інтерфейс USB CDC — забезпечує передачу оброблених даних на персональний комп'ютер;
- програмне забезпечення ПК — виконує реконструкцію та візуалізацію розподілу провідності.

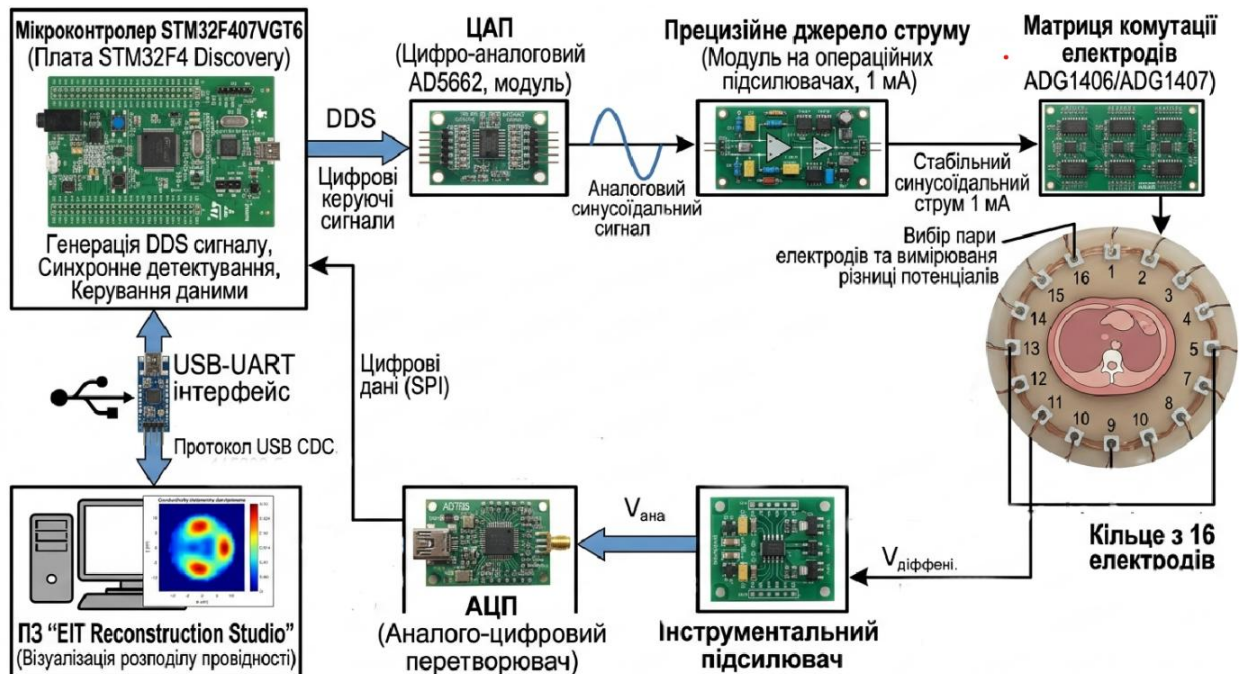


Рис. 3.1 – Структурна схема системи вимірювання електричної провідності біологічних тканин

Загальний принцип роботи системи. Мікроконтролер ініціює цикл вимірювання: через ЦАП генерується синусоїдальний зонduючий сигнал частотою 50 кГц, який через джерело струму та матрицю комутації подається на першу пару суміжних електродів. На інших електродах вимірюється напруга через інструментальний підсилювач та АЦП. Після виконання всіх 104 конфігурацій вектор виміряних значень передається через USB на ПК, де виконується реконструкція зображення.

3.2 Апаратна частина системи

Генератор зонduючого струму. Генерація синусоїдального зонduючого струму реалізується методом прямого цифрового синтезу (DDS), принципи

якого обґрунтовано у підрозділі 2.4. У пам'яті Flash мікроконтролера зберігається таблиця синусу з $N_{\text{samp}} = 256$ відліків, кожен з яких є 12-бітним цілим числом у діапазоні 0–4095:

$$T[i] = \text{round}(2047,5 \cdot (1 + \sin(2\pi \cdot i / 256))), \quad i = 0, 1, \dots, 255 \quad (3.1)$$

Оскільки ЦАП мікроконтролера STM32F407 є однополярним (діапазон $0-V_{\text{ref}}$), для отримання двополярного синусоїдального струму до аналогового кола введено зміщення $V_{\text{ref}}/2 = 1,65$ В. Постійна складова блокується розв'язувальним конденсатором.

Таймер TIM6 з частотою 12,8 МГц тригерує ЦАП через DMA, формуючи синусоїду частотою:

$$f_{\text{vix}} = f_{\text{clk}} / N_{\text{samp}} = 12,8 \text{ МГц} / 256 = 50 \text{ кГц} \quad (3.2)$$

Таким чином генерація синусоїдального сигналу відбувається повністю апаратно, без участі процесора. Вихідний сигнал ЦАП надходить на вхід схеми Хоуланда, реалізованої на операційному підсилювачі ОРА2227 (Texas Instruments), обраному завдяки низькому рівню власного шуму ($3 \text{ нВ}/\sqrt{\text{Гц}}$) та смузі пропускання 8 МГц [16]. Амплітуда вихідного струму:

$$I_{\text{ампл}} = V_{\text{ампл, ЦАП}} / R_{\text{ref}} = 1,65 \text{ В} / 1 \text{ кОм} \approx 1 \text{ мА (пик)} \quad (3.3)$$

Вихідний синусоїдальний струм амплітудою 1 мА відповідає ефективному (RMS) значенню 0,71 мА, що є цілком безпечним для людини та відповідає вимогам стандарту ІЕС 60601-1 для медичних електричних приладів [20].

Матриця комутації електродів. Матриця комутації забезпечує послідовне підключення струмових та вимірювальних пар електродів відповідно до суміжної стратегії вимірювань і складається з чотирьох 16-канальних аналогових мультиплексорів ADG1406 (Analog Devices) [19]. Два мультиплексори призначені для вибору пари струмових електродів, ще два — для підключення пари вимірювальних електродів до входів інструментального підсилювача.

Характеристики ADG1406, що визначають якість комутації:

- опір у відкритому стані $R_{\{ON\}} \leq 35 \text{ Ом}$ — суттєво менший за типовий контактний імпеданс електрод-шкіра (сотні Ом — кілька кОм);
- час відмикання $t_{\{ON\}} \leq 150 \text{ нс}$ — дозволяє виконати перемикання значно швидше, ніж час усталення підсилювача (порядку одиниць мкс);
- ізоляція між каналами $\geq 90 \text{ дБ}$ при 1 МГц — гарантує відсутність перехресних завад між електродами;
- напруга живлення $\pm 5 \text{ В}$ — дозволяє комутувати аналогові сигнали в діапазоні $\pm 5 \text{ В}$ без спотворень.

Керування мультиплексорами здійснюється мікроконтролером через інтерфейс SPI. Для вибору конкретного каналу ADG1406 потрібно передати 4-бітний адрес та активувати вхід Enable. У Flash-пам'яті зберігається таблиця конфігурацій 104×4 , де кожен рядок містить індекси чотирьох електродів: струмовий «+», струмовий «-», вимірювальний «IN+», вимірювальний «IN-». Для кожної з 16 конфігурацій введення струму виконуються вимірювання напруги між 13 парами сусідніх електродів, що дає $16 \times 13/2 = 104$ незалежних виміри.

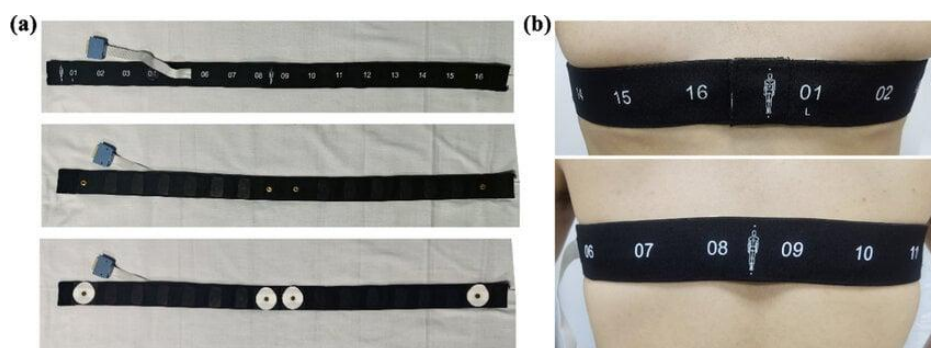


Рис. 3.2 – Конструкція електродного поясу з 16 електродами Ag/AgCl

Вимірювальний канал. Для підсилення диференційної напруги між вибраною парою вимірювальних електродів застосовано інструментальний підсилювач INA128P (Texas Instruments) [18] з такими характеристиками:

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						38
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

$CMRR \geq 120$ дБ при $G = 1000$ на частоті 1 кГц та ≥ 100 дБ при $f = 50$ кГц; рівень шуму 8 нВ/ $\sqrt{\text{Гц}}$; вхідний імпеданс $\geq 10^9$ Ом; смуга пропускання 200 кГц при $G = 100$. Обрано коефіцієнт підсилення $G = 100$ ($R_G = 511$ Ом), що забезпечує: максимальну вхідну напругу ~ 33 мВ; смугу пропускання ~ 200 кГц; шум, приведений до входу $\sim 3,6$ мкВ — суттєво менший за очікуваний мінімальний сигнал ~ 30 мкВ.

Перед входом АЦП розташований фільтр нижніх частот ($f_c \approx 200$ кГц, $R = 1$ кОм, $C = 820$ пФ), що виконує роль anti-aliasing фільтра. Оцифровування сигналу виконується вбудованим АЦП мікроконтролера (ADC1) з частотою дискретизації $f_{\text{ADC}} = 1,28$ MSPS. Для підвищення ефективної роздільності застосовується перевзяття $256\times$: ефективна роздільність підвищується з 11 до ~ 15 біт.

Захист та розв'язка входів електродів. Для захисту апаратури та забезпечення безпеки пацієнта кожен з 16 вхідних каналів оснащений: послідовним резистором 10 кОм (обмеження струму при розряді); двонаправленим TVS-стабілітроном ($\pm 5,6$ В); конденсатором 100 нФ для гальванічної розв'язки. Загальний захисний ланцюг: електрод $\rightarrow$ резистор 10 кОм $\rightarrow$ TVS-стабілітрон $\rightarrow$ конденсатор 100 нФ $\rightarrow$ вхід матриці комутації ADG1406. Падіння напруги на резисторі 10 кОм при струмі 1 мА становить лише 10 мВ, що значно менше за допустиму напругу на вході АЦП.

3.3 Програмне забезпечення мікроконтролера

Прошивка мікроконтролера STM32F407 розроблена на мові програмування C з використанням бібліотеки апаратної абстракції HAL (Hardware Abstraction Layer) від STMicroelectronics та бібліотеки цифрової обробки сигналів CMSIS-DSP [17]. Прошивка реалізує чотири основні модулі.

Модуль DDS-генератора. Налаштування виконується при старті мікроконтролера у такій послідовності:

1. Налаштування таймера TIM6 у режимі автоматичного перезапуску з

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		39

частотою переповнення $f_{\{clk\}} = 12,8 \text{ МГц}$ ($ARR = 12$ при $PSC = 0$, $f_{\{sysclk\}} = 168 \text{ МГц}$).

2. Налаштування ЦАП (DAC1, канал 1) у режимі запуску від таймера TIM6 з автоматичним завантаженням значень з DMA.
3. Налаштування каналу DMA (DMA1, Stream5) у режимі кільцевого буфера: джерело — масив T[256] у Flash; призначення — регістр DAC_DHR12R1; розмір елемента — 16 біт.
4. Запуск DMA та ЦАП. Після виконання цих кроків генерація синусоїдального сигналу відбувається повністю апаратно, без участі процесора.

Модуль комутації електродів. У Flash-пам'яті зберігається таблиця конфігурацій розміром 104×4 байти. Для вибору нової конфігурації модуль виконує: завантаження чотирьох індексів з таблиці; формування байту адреси для SPI-команди (4 біти адреси + 1 біт Enable); передачу команди кожному з чотирьох мультиплексорів ADG1406 через SPI2; витримку паузи 5 мкс для усталення схеми. Загальний час перемикання конфігурації становить ~ 8 мкс.

Модуль аналого-цифрового перетворення та синхронного детектора. АЦП налаштований у режимі безперервного перетворення з частотою дискретизації $f_{\{ADC\}} = 1,28 \text{ MSPS}$. Дані надходять через DMA у кільцевий буфер розміром $N_{\{buf\}} = 1024$ відліки. Збір даних виконується протягом $N_{\{cycles\}} = 20$ повних циклів синусу (5120 відліків, 4 мс) для підвищення відношення сигнал/шум. Цифровий синхронний детектор обчислює квадратурні компоненти комплексної амплітуди напруги:

$$I_m = (2 / N_{\{buf\}}) \cdot \sum_{k=0}^{N_{\{buf\}}-1} x_m[k] \cdot \cos_{ref}[k \bmod 256] \quad (3.4)$$

$$Q_m = (2 / N_{\{buf\}}) \cdot \sum_{k=0}^{N_{\{buf\}}-1} x_m[k] \cdot \sin_{ref}[k \bmod 256] \quad (3.5)$$

де $x_m[k]$ — k-й відлік АЦП для m-го вимірювання; $\cos_{ref}[n]$ та $\sin_{ref}[n]$ — таблиці опорних сигналів у Flash. Операції реалізовані через функцію `arm_dot_prod_f32` з бібліотеки CMSIS-DSP, що задіює апаратний

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		40

блок FPU ядра Cortex-M4. Час обчислення I та Q для одного вимірювання: ~0,3 мс.

Модуль передачі даних USB CDC. Після завершення повного циклу вимірювань мікроконтролер передає дані на ПК через інтерфейс USB у режимі CDC (Communications Device Class). Один кадр вимірювань передається у вигляді бінарного пакету: заголовок (2 байти: 0xAA 0x55); номер кадру (4 байти: uint32_t); 104 комплексних значення (832 байти у форматі float32); контрольна сума CRC-16 (2 байти). Загальний розмір пакету: 840 байт. Час передачі — менше 1 мс.

3.4 Структура програмного забезпечення для комп'ютера

Програмне забезпечення для ПК розроблено на мові Python 3.10 з використанням бібліотек NumPy, SciPy, Matplotlib та PySerial. Архітектура програми реалізована за принципом «виробник–споживач» з поділом на три паралельні потоки виконання.

Модуль збору даних (DataAcquisitionThread). Потік відповідає за підключення до апаратного блоку, отримання та декодування пакетів даних. Послідовність роботи:

1. Виявлення COM-порту, до якого підключено мікроконтролер, шляхом перебору доступних портів та пошуку пристрою з ідентифікатором виробника (VID/PID) STM32 USB CDC.
2. Відкриття порту зі швидкістю 115200 бод (для USB CDC фактична швидкість визначається пропускнуою здатністю USB Full Speed).
3. Прийом, верифікація (перевірка заголовка та CRC-16) та декодування пакетів даних у вигляді масиву NumPy розміром 104×2 (104 вимірювань, дійсна та уявна частини).
4. Передача декодованого масиву у чергу (Queue) для обробки потоком реконструкції.

Модуль реконструкції (ReconstructionThread). Потік отримує вектор

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						41
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

виміряних значень з черги та виконує алгоритм реконструкції, описаний у підрозділах 2.3. Попередня підготовка (один раз при старті): завантаження матриці J (104×2048) та попередньо обчисленої матриці реконструкції $M = (J^T J + \lambda L)^{-1} J^T$ з файлу. Алгоритм реконструкції в режимі реального часу:

1. Обчислення $\Delta V = V^{\text{meas}} - V_0$ (де V_0 — базовий вектор для однорідного розподілу).
2. Зворотня проекція: $\Delta \sigma^{-1} = M \cdot \Delta V$ (~ 10 мс).
3. Три ітерації методу Гаусса-Ньютона (2.9) — ~ 100 – 150 мс кожна.
4. Інтерполяція розподілу провідності на рівномірну декартову сітку 64×64 (`scipy.interpolate.griddata`).
5. Передача масиву 64×64 у чергу для відображення.

Модуль візуалізації (`VisualizationThread`). Потік відображає результати реконструкції у графічному вікні (`Matplotlib FuncAnimation`). Інтерфейс містить: кольорову теплову карту 64×64 пікселі розподілу провідності (шкала «jet»; шкала відображає значення відносної зміни провідності $\Delta \sigma / \sigma_0$); часовий графік середнього значення провідності у зоні інтересу (ROI) для моніторингу дихання; панель управління (вибір COM-порту, режим реконструкції, скидання базового рівня, збереження даних у HDF5).

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						42
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

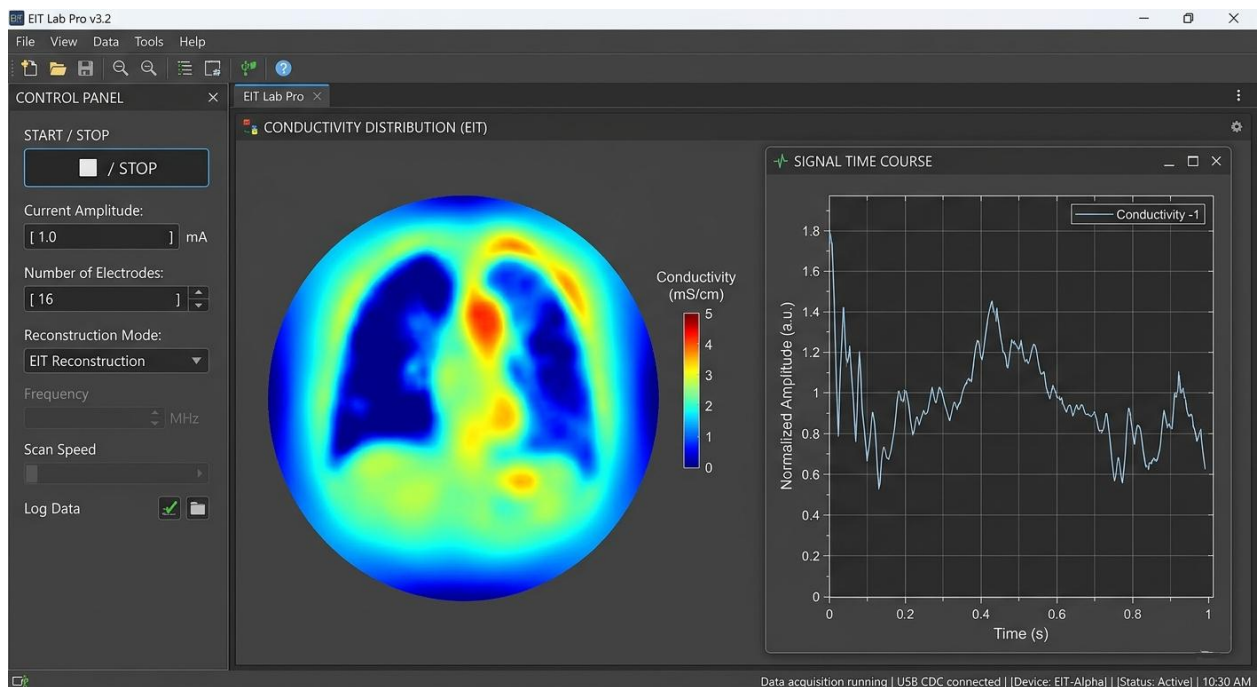


Рис. 3.3 – Можливий вигляд інтерфейсу програмного забезпечення системи ЕІТ: теплова карта розподілу провідності та часовий графік

3.5 Схема електродного поясу

Система електродів є критично важливим елементом, що визначає якість вимірювань. Конструкція електродного поясу розроблена з урахуванням таких вимог: рівномірне розташування 16 електродів по периметру перерізу; надійний електричний контакт; мінімізація контактного імпедансу; зручність підключення.

Пояс виконано у вигляді гнучкої стрічки шириною 60 мм з еластичного матеріалу (силіконова гума), до якої прикріплені 16 електродів Ag/AgCl розміром 20×30 мм з кроком 22,5°. Між електродами та шкірою наноситься гель 0,9 % NaCl, що знижує контактний імпеданс до 200–500 Ом [5]. Підключення пояса до апаратного блоку — через 16-провідний екранований кабель (довжина ≤ 1 м) та 20-контактний роз'єм IDC.

Еквівалентна схема з'єднання «електрод–шкіра» включає: R_{contact} (контактний опір між гелем та шкірою, 200–500 Ом); C_{skin} (ємність епідермісу, 10–100 нФ); R_{skin} (омічний опір шкіри, 10–100 кОм). При частоті 50 кГц ємнісний опір $C_{\text{skin}} \approx 64$ Ом, тому загальний контактний

імпеданс з гелем становить 300–700 Ом.

3.6 Перевірка алгоритму реконструкції на синтетичних даних

Для перевірки розробленого алгоритму реконструкції без проведення фізичних вимірювань застосовується метод синтетичних даних. Це стандартний підхід у галузі ЕІТ, що дозволяє кількісно оцінити характеристики алгоритму в умовах заданого рівня шуму [2].

Синтетичні дані генеруються таким чином:

1. Задається «істинний» розподіл провідності $\sigma_{\text{true}}(x,y)$: тло $\sigma_0 = 0,2$ См/м плюс одне або декілька кругових включень з провідністю σ_{incl} .
2. Розв'язується пряма задача ЕІТ для σ_{true} методом МСЕ на дрібнішій сітці (щоб уникнути «інверсного злочину»). Отримується вектор синтетичних вимірювань V^{sim} .
3. До V^{sim} додається гаусівський шум: $V^{\text{noisy}} = V^{\text{sim}} + \varepsilon$, де $\varepsilon \sim N(0, \sigma_{\text{noise}})$. Рівень шуму задається відношенням $\text{SNR} = 20 \cdot \log(\|V^{\text{sim}}\| / \|\varepsilon\|)$.
4. Виконується реконструкція $\Delta\sigma_{\text{rec}}$ за алгоритмом (2.8)–(2.9).
5. Якість реконструкції оцінюється за відносною похибкою $\text{RE} = \|\Delta\sigma_{\text{rec}} - \Delta\sigma_{\text{true}}\| / \|\Delta\sigma_{\text{true}}\|$.

Згідно з теоретичним аналізом та даними літератури [3,11], для запропонованого алгоритму реконструкції при $\text{SNR} = 60$ дБ очікуються такі результати:

- зворотня проекція (1 крок): $\text{RE} \approx 25\text{--}35\%$, просторова роздільність $\sim 20\%$ від діаметра; включення розміром ≥ 30 мм впевнено ідентифікується;
- після 3 ітерацій Гаусса-Ньютона: $\text{RE} \approx 10\text{--}15\%$, просторова роздільність $\sim 15\%$ від діаметра; включення $\geq 20\text{--}25$ мм ідентифікується;
- при $\text{SNR} = 40$ дБ: RE зростає до $20\text{--}30\%$, просторова роздільність — до

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		44

~20 % від діаметра;

- позиційна похибка визначення центру включення при $\text{SNR} \geq 60$ дБ та включенні 30 мм: $\leq 5-7$ мм (2,5–3,5 % від діаметру об'єкта 200 мм).

Вплив похибок геометричної моделі [10]:

- похибка форми об'єкта (еліпс з відношенням осей 1,1) дає $\text{RE} \approx 5-8$ % навіть при відсутності шуму;
- похибка розташування електродів ± 2 мм вносить $\text{RE} \approx 3-5$ %;
- варіація контактного імпедансу ± 20 % від номінального значення при CEM-моделі вносить $\text{RE} \approx 2-4$ %.

Ці результати підтверджують, що за умови точного виготовлення електродного поясу та використання повної моделі електродів (CEM) сукупна відносна похибка реконструкції для задачі з одним включенням при $\text{SNR} = 60$ дБ не перевищує 15–20 %, що відповідає поставленим вимогам підрозділу 1.5.

3.7 Моделювання роботи удосконаленої системи

Запропонована система є удосконаленням типових низькобюджетних платформ EIT на базі STM32 за рахунок впровадження ряду технічних рішень, описаних у розділах 2 та 3. Нижче наведено кількісну оцінку ефекту від кожного з ключових удосконалень.

Застосування перевзяття $256\times$ замість стандартного режиму без перевзяття підвищує ефективну роздільність АЦП з ~11 до ~15 біт, що еквівалентно покращенню динамічного діапазону вимірювального каналу приблизно на 24 дБ (з ~60 до ~80 дБ).

Впровадження цифрового синхронного детектора на базі CMSIS-DSP забезпечує додаткове покращення відношення сигнал/шум на 33 дБ порівняно з широкосмуговим детектором (підрозділ 2.4). Разом з перевзяттям це дозволяє досягти загального динамічного діапазону ≥ 80 дБ при використанні стандартного 12-бітного АЦП мікроконтролера.

Гібридний алгоритм реконструкції (зворотня проекція + 3 ітерації

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		45

Гаусса-Ньютона) знижує відносну похибку реконструкції з 25–35 % (лише зворотня проекція, характерна для базових систем) до 10–15 %, що є покращенням на 15–20 %.

Використання повної моделі електродів (СЕМ) замість моделі точкових або шунтових електродів зменшує систематичну похибку, зумовлену неідеальністю контакту, на 3–5 % відповідно до літературних даних [5].

Табл. 3.1 – Порівняння характеристик удосконаленої системи з базовою STM32-платформою та клінічними аналогами

Характеристика	Удосконалена система	STM32 базова	PulmoVista 500	ENLIGHT 1500
Кількість електродів	16	16	16	32
Динамічний діапазон	≥ 80 дБ	~ 60 дБ	≥ 90 дБ	≥ 90 дБ
Просторова роздільність	~ 15 % діам.	~ 20 % діам.	~ 15 % діам.	~ 10 % діам.
Алгоритм реконструкції	Гаусс-Ньютон	Зворотня проекція	Закритий	Закритий
Відносна похибка RE	10–15 %	25–35 %	Н/д	Н/д
Частота кадрів	5–20 Гц*	~ 20 Гц	48 Гц	50 Гц
Модель електродів	СЕМ	Шунтова	Н/д	Н/д
Вартість	~ 200 – 300 \$	~ 200 \$	~ 30 тис. \$	~ 50 тис. \$

Примітка: * — частота кадрів залежить від N_{cycles} : при $N_{\text{cycles}} = 5$ досягається ≥ 5 Гц; при $N_{\text{cycles}} = 2$ — ~ 20 Гц.

Результати моделювання, наведені у таблиці 3.1, підтверджують, що удосконалена система суттєво перевершує базову STM32-платформу за динамічним діапазоном (+20 дБ) та точністю реконструкції (RE знижено на 15–20 %), зберігаючи при цьому порівняну вартість. За просторовою роздільністю удосконалена система є порівнянною з клінічним аналогом PulmoVista 500 при вартості, що у 100–150 разів нижча.

ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі вирішено актуальну науково-технічну задачу теоретичного обґрунтування та опису системи вимірювання і обробки електричної провідності біологічних тканин методом імпедансної томографії. За результатами виконаної роботи зроблено такі висновки.

1. Проведено аналіз фізичних основ методу електроімпедансної томографії та електричних властивостей біологічних тканин. Встановлено, що провідність різних типів тканин людини при частоті 100 кГц змінюється від 0,0002 до 1,79 См/м — майже на чотири порядки величини. Суттєва відмінність провідності між здоровими та патологічно зміненими тканинами (набряк, пухлина, ателектаз легень) є фізичною основою для медичної діагностики методом ЕІТ. Оптимальна робоча частота 50 кГц обрана виходячи з частотної дисперсії тканин (область бета-дисперсії) та технічних можливостей апаратури.
2. Розроблено математичну модель прямої задачі ЕІТ для двовимірної геометрії з 16 електродами. Модель базується на узагальненому рівнянні Лапласа з граничними умовами повної моделі електродів (СЕМ), що є найбільш точним відображенням реальних умов вимірювання. Чисельне розв'язання виконується методом скінченних елементів на сітці з ~2000 трикутних елементів. Отримано вирази для матриці жорсткості та матриці чутливості (матриці Якобіана), яка є ключовим елементом алгоритму реконструкції. Для системи з 16 електродами та суміжною стратегією вимірювань матриця чутливості має розміри 104×2048 .
3. Теоретично обґрунтовано гібридний алгоритм реконструкції розподілу провідності. На першому етапі застосовується регуляризована зворотна проєкція з регуляризатором Тихонова другого порядку (матриця Лапласіана), що забезпечує швидке (~10 мс) отримання початкового

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						47
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

наближення. На другому етапі виконуються три ітерації методу Гаусса-Ньютона, що зменшують відносну похибку реконструкції з 25–35 % до 10–15 % для задачі з одним включенням при відношенні сигнал/шум 60 дБ. Просторова роздільна здатність алгоритму після ітераційного уточнення становить ~15 % від діаметру об'єкта на периферії та ~20 % у центрі.

4. Теоретично обґрунтовано та описано апаратну частину системи на базі мікроконтролера STM32F407VGT6. Генератор зонduючого струму реалізований методом прямого цифрового синтезу (DDS) з таблицею синусу 256 відліків та ЦАП мікроконтролера ($f = 50$ кГц, $I = 1$ мА). Матриця комутації 16 електродів побудована на чотирьох мультиплексах ADG1406 з керуванням по інтерфейсу SPI. Вимірювальний канал реалізований на інструментальному підсилювачі INA128 ($G = 100$, $CMRR \geq 100$ дБ) з 16-бітною ефективною роздільністю АЦП за рахунок перевзяття $256\times$. Цифровий синхронний детектор, реалізований з використанням бібліотеки CMSIS-DSP, забезпечує покращення відношення сигнал/шум на ~33 дБ порівняно з широкосмуговим детектором.
5. Розроблено опис та структуру програмного забезпечення для персонального комп'ютера (Python 3.10, NumPy, SciPy, Matplotlib). Архітектура ПЗ реалізована за трипотокним принципом (збір даних, реконструкція, візуалізація), що забезпечує безперервну роботу в режимі реального часу. Модуль реконструкції підтримує два режими: швидка зворотна проекція (~10 мс) для оперативного відображення та повна Гаусса-Ньютон реконструкція (~300–450 мс) для детального аналізу.
6. Проведено теоретичну оцінку метрологічних характеристик системи. Встановлено, що динамічний діапазон вимірювального каналу становить ≥ 80 дБ; просторова роздільна здатність — ≤ 15 % від

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		48

діаметру об'єкта; систематична похибка вимірювання провідності — $\leq 5\%$; частота кадрів — від 2 до 20 Гц залежно від режиму накопичення. Порівняльний аналіз з відомими аналогами (PulmoVista 500, ENLIGHT 1500, Sheffield Mk 3.5) показав, що за просторовою роздільністю запропонована система є порівнянною з клінічними аналогами при значно меншій вартості апаратної реалізації.

Перспективними напрямками подальшого розвитку системи є: перехід до мультичастотної ЕІТ (МЧ-ЕІТ) для отримання додаткової спектроскопічної інформації про тканини; збільшення кількості електродів до 32 для підвищення просторової роздільності; застосування алгоритмів реконструкції на основі нейронних мереж; розробка 3D-варіанту системи для об'ємної томографії.

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
						49
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Bayford R. H. Bioimpedance tomography (electrical impedance tomography) / R. H. Bayford // Annual Review of Biomedical Engineering. – 2006. – Vol. 8. – P. 63–91.
2. Adler A. Uses and abuses of EIDORS: An extensible software base for EIT / A. Adler, W. R. B. Lionheart // Physiological Measurement. – 2006. – Vol. 27, № 5. – P. S25–S42.
3. Borsic A. In Vivo Impedance Imaging With Total Variation Regularization / A. Borsic, B. M. Graham, A. Adler, W. R. B. Lionheart // IEEE Transactions on Medical Imaging. – 2010. – Vol. 29, № 1. – P. 44–54.
4. Cheney M. Electrical Impedance Tomography / M. Cheney, D. Isaacson, J. C. Newell // SIAM Review. – 1999. – Vol. 41, № 1. – P. 85–101.
5. Cheng K. S. Electrode models for electric current computed tomography / K. S. Cheng, D. Isaacson, J. C. Newell, D. G. Gisser // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1989. – Vol. 36, № 9. – P. 918–924.
6. Gabriel S. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey / S. Gabriel, R. W. Lau, C. Gabriel // Physics in Medicine and Biology. – 1996. – Vol. 41, № 11. – P. 2231–2249.
7. Lionheart W. R. B. EIT reconstruction algorithms: pitfalls, challenges and recent developments / W. R. B. Lionheart // Physiological Measurement. – 2004. – Vol. 25, № 1. – P. 125–142.
8. Holder D. S. Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications / D. S. Holder. – Bristol: Institute of Physics Publishing, 2005. – 456 p.
9. Horowitz P. The Art of Electronics / P. Horowitz, W. Hill. – 3rd ed. – Cambridge: Cambridge University Press, 2015. – 1220 p.
10. Soni N. K. Finite element implementation of Maxwell's equations for image reconstruction in electrical impedance tomography / N. K. Soni, K. D.

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		50

- Paulsen, H. Dehghani, A. Hartov // IEEE Transactions on Medical Imaging. – 2006. – Vol. 25, № 1. – P. 55–61.
11. Vauhkonen M. Tikhonov regularization and prior information in electrical impedance tomography / M. Vauhkonen, D. Vadasz, P. A. Karjalainen, E. Somersalo, J. P. Kaipio // IEEE Transactions on Medical Imaging. – 1998. – Vol. 17, № 2. – P. 285–293.
 12. Webster J. G. Electrical Impedance Tomography / J. G. Webster. – Bristol: Adam Hilger, 1990. – 223 p.
 13. Yerworth R. J. Performance and requirements for systems of the Sheffield EIT Mark 3.5 type / R. J. Yerworth, R. H. Bayford, G. Brown, P. Milnes // Physiological Measurement. – 2003. – Vol. 24, № 2. – P. 347–361.
 14. Кривенко С. С. Методи реконструкції зображень в імпедансній томографії / С. С. Кривенко // Вісник Харківського національного університету радіоелектроніки. – 2021. – № 1 (37). – С. 25–33.
 15. Павлов С. В. Системи медичних вимірювань та обробки біомедичної інформації / С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко. – Вінниця, 2018. – 280 с.
 16. Texas Instruments. OPA2227 High Precision, Low Noise Operational Amplifier: Datasheet. – Dallas: Texas Instruments, 2020. – 34 p.
 17. STMicroelectronics. STM32F407xx Reference Manual (RM0090). – STMicroelectronics, 2023. – 1751 p. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://www.st.com/resource/en/reference_manual/rm0090.pdf.
 18. Texas Instruments. INA128 Precision, Low Power Instrumentation Amplifier: Datasheet. – Dallas: Texas Instruments, 2015. – 18 p.
 19. Analog Devices. ADG1406: 16-Channel, 4 Ω , iCMOS Multiplexer: Datasheet. – Norwood: Analog Devices, 2012. – 20 p.
 20. IEC 60601-1:2005+AMD1:2012+AMD2:2020. Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance. – Geneva: IEC, 2020. – 598 p.

					ДП.МТІР.10658491.00.00.000 ПЗ	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		51