

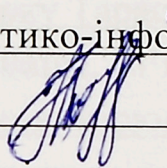
Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Бакалаврська кваліфікаційна робота на тему:

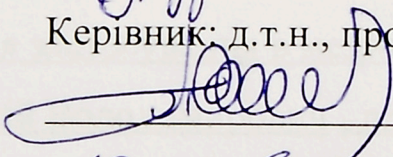
**ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА ТЕЛЕМЕДИЧНА СИСТЕМА ДЛЯ
ВИЗНАЧЕННЯ ПЛОЩИНИ РАНИ ДЛЯ ЗАСТОСУВАННЯ В МЕДИЦИНІ
КАТАСТРОФ**

Виконав: студент 4-го курсу, групи KOIC-216
спеціальності 152 – Метрологія та інформаційно-
вимірювальна техніка

за освітньою програмою «Комп'ютеризовані
оптико-інформаційні системи»

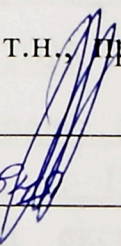
 Кудирко Т.С.

Керівник: д.т.н., проф. каф. БМІОЕС

 Павлов С.В.

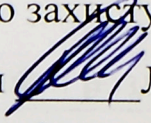
«10» червня 2025 р.

Рецензент: д.т.н., професор, зав. каф. ПЗ

 Романюк О.Н.

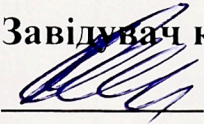
«16» червня 2025 р.

Допущено до захисту

Зав. кафедри  Л.Г. Коваль

«17» червня 2025 р.

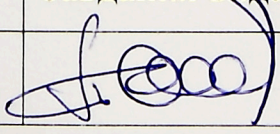
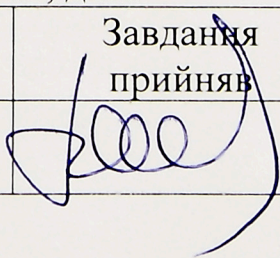
Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти перший (бакалаврський)
Галузь знань – 15 – автоматизація та приладобудування
Спеціальність – 152 – метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка
Освітньо-професійна програма – комп'ютеризовані оптико-інформаційні системи

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри БМІОЕС
 **Л.Г. Коваль**
«21» березня 2025 року

ЗАВДАННЯ
НА БАКАЛАВРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

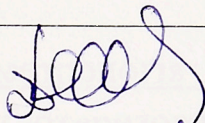
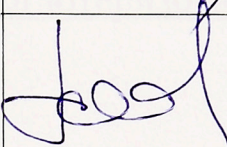
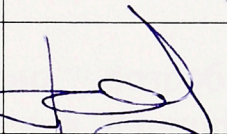
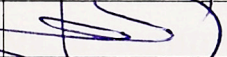
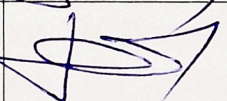
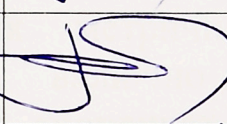
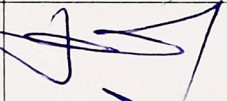
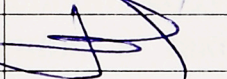
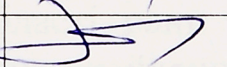
Кудирку Тарасу Сергійовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Інформаційно-вимірювальна телемедична система для визначення площини рани для застосування в медицині катастроф
керівник роботи Павлов Сергій Володимирович , д.т.н., доцент
затверджені наказом ВНЗ № 97 від « 20» березня 2025 року.
2. Термін подання студентом роботи: 15.06.2025
3. Зміст текстової частини: : Вступ 1. Аналіз сучасних засобів та методів визначення площі рани у телемедицині. 2. Проєктування інформаційно-вимірювальної системи 3. Реалізація та експериментальне дослідження удосконаленої системи. Висновки. Список використаних джерел. Додатки.
4. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Спеціальна частина	Павлов С.В., д.т.н., доц, професор каф. БМІОЕС		

5. Дата видачі завдання «20» березня 2025 р

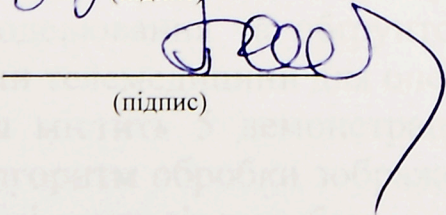
КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва та зміст етапу	Термін виконання		Примітка
	початок	закінчення	
Вибір, узгодження та затвердження теми БДР	03.03.2025	20.03.2025	
Аналіз літературних джерел. Попередня розробка основних розділів	20.03.2025	29.03.2025	
Аналіз вирішення поставленої задачі на даному етапі	30.03.2025	05.05.2025	
Розробка методу і структури системи	06.05.2025	17.05.2025	
Розробка програмних модулів аналізу та класифікації системи	18.05.2025	23.05.2025	
Експериментальні дослідження системи	24.05.2025	31.05.2025	
Оформлення пояснювальної записки та графічної частини	01.06.2025	06.06.2025	
Нормоконтроль	06.06.2025	09.06.2025	
Попередній захист БДР, доопрацювання, рецензування БДР	10.06.2025	16.06.2025	
Захист БДР ЕК	19.06.2025	20.06.2025	

Студент


(підпис)

Керівник роботи


(підпис)

Кудирко Т.С.

С.В. Павлов

АНОТАЦІЯ

УДК 577.1.3

Кудирко Тарас Сергійович. «Інформаційно-вимірювальна телемедична система для визначення площини рани для застосування в медицині катастроф»

Бакалаврська кваліфікаційна робота зі спеціальності 175 – Інформаційно-вимірювальні технології, Галузь знань 17 "Електроніка, автоматизація та електронні комунікації", Вінниця: ВНТУ, 2025. 95 с.

На укр. мові. Бібліогр.: 75 назв; рис.: 32; табл. 2.

У бакалаврській кваліфікаційній роботі представлено розробку інформаційно-вимірювальної телемедичної системи для визначення площини рани, що може бути застосована в екстремальних умовах — зокрема, в медицині катастроф. Проаналізовано сучасні методи цифрової обробки візуальної інформації та алгоритми обчислення площі ранових поверхонь на основі оптичних зображень. Розглянуто підходи до визначення метричних характеристик рани за допомогою масштабних маркерів, включно з калібруванням системи для точного перетворення піксельних координат у фізичні одиниці.

Сформовано загальну архітектуру системи, що включає візуальний модуль для знімання рани, програмний модуль для обробки зображення, а також інтерфейс користувача для виведення результатів. В основі рішення лежить застосування алгоритмів комп'ютерного зору з використанням бібліотеки OpenCV. Реалізовано алгоритм автоматизованого виділення області рани та обчислення її площі в міліметрах квадратних на основі площі знайденого масштабного маркера відомого діаметру.

Проведено тестування системи на прикладах фотографій реальних ран із симуляційного середовища. Оцінено точність та стабільність визначення площі в різних умовах освітлення й позиціонування. Наведено результати експериментального моделювання та обґрунтовано доцільність впровадження такого підходу в системи телемедицини для оперативної оцінки травм.

Графічна частина містить 5 демонстраційних плакатів, що ілюструють архітектуру системи, алгоритм обробки зображення, приклади сегментації рани, процес обчислення площі та аналіз похибок.

Зроблено висновок про ефективність розробленої системи та її потенціал для використання в практиці невідкладної медицини й дистанційної діагностики.

Ключові слова: телемедицина, обробка зображень, визначення площі, рана, медична візуалізація, інформаційно-вимірювальна система

ABSTRACT

UDK 577.1.3

Kudyrko Taras Serhiyovych. "Information and measuring telemedical system for determining the wound plane for use in disaster medicine"

Bachelor's qualification work in the specialty 175 - Information and measuring technologies, Field of knowledge 17 "Electronics, automation and electronic communications", Vinnytsia: VNTU, 2025. 95 p.

In Ukrainian. Bibliography: 75 titles; fig.: 32; table. 2.

The bachelor's qualification work presents the development of an information and measuring telemedical system for determining the wound plane, which can be used in extreme conditions - in particular, in disaster medicine. Modern methods of digital processing of visual information and algorithms for calculating the area of wound surfaces based on optical images are analyzed. Approaches to determining the metric characteristics of a wound using scale markers are considered, including system calibration for accurate conversion of pixel coordinates into physical units.

The general architecture of the system is formed, which includes a visual module for capturing a wound, a software module for image processing, and a user interface for displaying results. The solution is based on the use of computer vision algorithms using the OpenCV library. An algorithm for automated selection of the wound area and calculation of its area in square millimeters based on the area of the found scale marker of known diameter is implemented.

The system is tested on examples of photographs of real wounds from the simulation environment. The accuracy and stability of area determination under different lighting and positioning conditions are assessed. The results of experimental modeling are presented and the feasibility of implementing such an approach in telemedicine systems for rapid assessment of injuries is substantiated.

The graphic part contains 5 demonstration posters illustrating the system architecture, image processing algorithm, examples of wound segmentation, area calculation process and error analysis.

A conclusion is made about the effectiveness of the developed system and its potential for use in the practice of emergency medicine and remote diagnostics.

Keywords: telemedicine, image processing, area determination, wound, medical visualization, information and measurement system.

ЗМІСТ

1. АНАЛІЗ СУЧАСНИХ ЗАСОБІВ ТА МЕТОДІВ ВИЗНАЧЕННЯ ПЛОЩІ РАНИ У ТЕЛЕМЕДИЦИНІ

- 1.1. Аналіз інформаційно-вимірювальних систем для телемедицини
- 1.2. Сучасні методи вимірювання площі ран: огляд підходів та пристроїв
- 1.3. Технології телемедицини в екстреній медицині
- 1.4. Аналіз недоліків існуючих систем і обґрунтування потреби в удосконаленні

2. ПРОЄКТУВАННЯ ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНОЇ СИСТЕМИ

- 2.1. Архітектура та загальний принцип роботи системи
- 2.2. Вибір сенсорів, оптичних модулів та засобів зв'язку
- 2.3. Алгоритм визначення площини рани на основі обробки зображень
- 2.4. Інтеграція з телемедичними платформами: технічні та програмні аспекти

3. РЕАЛІЗАЦІЯ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ УДОСКОНАЛЕНОЇ СИСТЕМИ

- 3.1. Використання комп'ютерного зору та штучного інтелекту для автоматизації аналізу
- 3.2. Умови використання в польових (катастрофічних) ситуаціях
- 3.3. Тестування точності визначення площі рани в порівнянні з існуючими методами
- 3.4. Створення прототипу та програмна реалізація системи

ВСТУП

Актуальність теми. Сучасні катастрофи — як природного, так і техногенного характеру — супроводжуються значною кількістю травмованих осіб, що вимагає оперативної медичної допомоги в умовах обмеженого часу та ресурсів. В таких ситуаціях особливого значення набуває впровадження телемедичних технологій, які дають змогу дистанційно здійснювати діагностику, моніторинг стану пацієнта й передавати медичні дані у реальному часі. Одним з критично важливих параметрів під час первинного огляду є площа ураження шкірного покриву (рани), яка безпосередньо впливає на вибір лікувальної тактики, дозування медикаментів та визначення потреб у транспортуванні [1].

Інформаційно-вимірювальні системи, які здатні швидко, точно й автоматизовано визначати площу рани, можуть суттєво підвищити ефективність надання допомоги в екстрених умовах. Зокрема, використання комп'ютерного зору, методів цифрової обробки зображень та штучного інтелекту дозволяє забезпечити високу точність і об'єктивність вимірювання без безпосереднього контакту з пацієнтом, що також знижує ризик інфікування [2].

Проте більшість існуючих рішень або не мають функцій дистанційного доступу, або не адаптовані до екстремальних умов, у яких працюють рятувальні медичні бригади. Також недостатньо враховано необхідність інтеграції таких систем з телемедичними платформами для забезпечення оперативного зв'язку з центральними медичними установами. Таким чином, розробка інформаційно-вимірювальної телемедичної системи, здатної визначати площину рани в режимі реального часу з можливістю застосування в медицині катастроф, є актуальним і науково обґрунтованим напрямом досліджень [3].

Мета і задачі дослідження. Метою роботи є розробка інноваційної інформаційно-вимірювальної телемедичної системи для визначення площини рани, адаптованої для умов застосування в медицині катастроф, з використанням

методів комп'ютерного зору, цифрової обробки зображень і засобів бездротової передачі даних [4].

Для досягнення цієї мети в роботі необхідно вирішити такі задачі:

- провести аналіз сучасних методів і засобів вимірювання площі рани в телемедичних системах;
- розробити архітектуру та принцип дії інформаційно-вимірювальної системи з урахуванням особливостей польового використання [5];
- здійснити вибір сенсорів, оптичних компонентів і засобів зв'язку, придатних для роботи в екстремальних умовах [6];
- реалізувати алгоритм комп'ютерного зору для точного визначення площі рани на зображенні;
- забезпечити інтеграцію з телемедичними платформами та системами обліку медичних даних [7];
- провести експериментальні дослідження точності та ефективності розробленої системи в порівнянні з існуючими методами [8].

1 АНАЛІЗ СУЧАСНИХ ЗАСОБІВ ТА МЕТОДІВ ВИЗНАЧЕННЯ ПЛОЩІ РАНИ У ТЕЛЕМЕДИЦИНІ

1.1 Аналіз інформаційно-вимірювальних систем для телемедицини

Інформаційно-вимірювальні системи є фундаментальним елементом телемедичних технологій, оскільки саме вони забезпечують процес дистанційного збору, обробки, збереження та передачі фізіологічних і клінічних даних пацієнтів. З розвитком цифрових технологій ці системи стали невіддільною частиною сучасної медицини, особливо у контексті надання допомоги в екстрених умовах, коли традиційний медичний огляд є неможливим. Телемедична діагностика, заснована на даних, зібраних за допомогою інформаційно-вимірювальних пристроїв, дозволяє лікарям здійснювати медичний моніторинг, консультування та навіть попереднє лікування без фізичного контакту з пацієнтом [9], [10].

Типова інформаційно-вимірювальна система для телемедицини складається з сенсорних пристроїв, що фіксують життєво важливі показники (температура тіла, тиск, пульс, ЕКГ, сатурація, рівень глюкози тощо), обчислювального модуля (як правило, на базі мікроконтролера або мобільного пристрою), та модуля зв'язку для передачі даних. Пристрої можуть функціонувати автономно або як частина медичної IoT-інфраструктури, де дані пацієнтів передаються на хмарні сервери, аналізуються за допомогою алгоритмів обробки сигналів і машинного навчання та надаються лікарю в зручній формі [11], [12].

На міжнародному рівні забезпечення сумісності між компонентами таких систем регламентується низкою технічних стандартів. Один із найбільш вживаних — ISO/IEEE 11073, що визначає структуру даних, методи комунікації між пристроями та загальні вимоги до телеметричних медичних пристроїв. Ще одним важливим елементом є стандарти HL7 (Health Level 7), які

використовуються для обміну медичною інформацією між програмним забезпеченням медичних закладів, включаючи електронні медичні картки [13].

Інформаційно-вимірювальні системи в телемедицині дедалі частіше інтегруються з технологіями штучного інтелекту. Наприклад, глибокі нейронні мережі застосовуються для автоматичного розпізнавання аномалій у кардіограмах або зображеннях, зібраних за допомогою портативних УЗД-сканерів. Це дозволяє автоматизувати первинну діагностику, пришвидшити прийняття рішень у критичних ситуаціях та підвищити точність клінічного прогнозу [14].

Особливу роль інформаційно-вимірювальні системи відіграють у сфері медицини катастроф. У таких умовах ключовим фактором є мобільність, автономність та надійність пристроїв. Часто застосовуються портативні пристрої з можливістю роботи в умовах відсутності інтернету, з локальним зберіганням даних або з використанням супутникового зв'язку. Такі рішення, як правило, мають енергонезалежне живлення, захищені корпуси та адаптовані інтерфейси для використання непрофесійним персоналом у польових умовах [10], [15].

Крім того, важливим напрямом розвитку є створення розподілених інформаційно-вимірювальних систем, де дані збираються з багатьох сенсорних точок, інтегруються на сервері та аналізуються в реальному часі. Такі системи дозволяють не лише оцінити стан окремого пацієнта, а й проводити оперативний аналіз ситуації у цілому регіоні або зоні ураження, що має критичне значення при масових ураженнях чи біологічних катастрофах [16].

Окремо слід зазначити, що впровадження телемедичних вимірювальних систем супроводжується ризиками витоку або несанкціонованого доступу до медичних даних. Європейське законодавство, зокрема регламент GDPR, передбачає чіткі вимоги до захисту персональної інформації: використання шифрування, автентифікації, журналювання дій, обмеження доступу на основі ролей тощо. Забезпечення інформаційної безпеки є обов'язковою умовою при проєктуванні та впровадженні телемедичних рішень [17].

Узагальнюючи, можна стверджувати, що сучасні інформаційно-вимірювальні системи в телемедицині являють собою високотехнологічні платформи, які поєднують апаратні сенсори, бездротові модулі, алгоритми обробки даних, програмні рішення для візуалізації, а також механізми захисту конфіденційної інформації. Їх подальший розвиток буде визначатися інтеграцією з хмарними платформами, впровадженням новітніх сенсорів, підтримкою інтероперабельності та все більшим використанням аналітичних інструментів на базі штучного інтелекту.

1.2 Сучасні методи вимірювання площі ран: огляд підходів та пристроїв

Оцінка площі ран є критичним етапом у діагностиці, плануванні лікування, моніторингу динаміки загоєння та формуванні медичної документації. Точне вимірювання площі дозволяє лікарю об'єктивно оцінити стан ранової поверхні, визначити ефективність терапевтичних втручань, а також приймати рішення про потребу у зміні тактики лікування.

Традиційно площу ран вимірювали з використанням лінійки, прозорої плівки або міліметрового паперу, але ці методи є суб'єктивними, трудомісткими та схильними до похибок. Сучасна медицина активно впроваджує цифрові технології, що дозволяють виконувати ці завдання швидше, точніше й навіть дистанційно [18].

Метод прямого вимірювання (контактний). Найпростішим способом є використання прозорої плівки (наприклад, ацетатної), яку прикладають до рани. Контур рани обводиться маркером, після чого плівка накладається на міліметровий папір. Площа підраховується шляхом підрахунку квадратів або з використанням планіметра.

Цей підхід має значні похибки (до 20%) через:

- деформацію плівки,

- втрату точності при обводці нерівного контуру,
- суб'єктивізм у трактуванні меж рани.

Більш точним є метод із застосуванням планіметра — пристрою, що дозволяє виміряти площу замкненої кривої. Принцип роботи базується на інтеграції координат вздовж межі контуру [19]:

$$A = \frac{1}{2} \cdot \oint \cdot (x \cdot dy - y \cdot dx) \quad (1.1)$$

де:

A — площа,

x, y — координати точок по контуру.

Метод цифрової фотографії (непрямий). Цей метод передбачає фотографування рани разом із маркером масштабу (лінійкою або маркерним кружком) і подальший аналіз зображення на комп'ютері. Алгоритм передбачає:

- перетворення кольору зображення в чорно-біле (бінаризація),
- сегментацію області рани,
- масштабування на основі маркеру,
- обчислення площі рани шляхом підрахунку пікселів у виділеній зоні.

Формула для розрахунку площі [20]:

$$A = N_{px} \times S_{px} \quad (1.2)$$

де:

A — площа рани в мм²,

N_{px} — кількість пікселів у сегментованій області,

S_{px} — площа одного пікселя (визначається через масштаб).

Приклад: якщо маркер в кадрі має довжину 10 см і займає 1000 пікселів, то [20]:

$$S_{px} = (100 \text{ мм} / 1000 \text{ пікселів})^2 = 0.01 \text{ мм}^2/\text{піксель} \quad (1.3)$$

Якщо виділена область рани — 18 000 пікселів, то [11]:

$$A = 18000 \times 0.01 = 180 \text{ мм}^2 \quad (1.4)$$

Цей метод демонструє похибку в межах 5–10%, значно меншу, ніж при ручному вимірюванні.

Метод 3D-реконструкції. Більш складним, але точним є 3D-метод, при якому формується модель поверхні рани з використанням:

- стереозйомки,
- структурованого світла,
- фотограмметрії,
- лазерного сканування.

При цьому створюється хмара точок поверхні, які апроксимуються полігональною сіткою (трикутниками), і площа обчислюється як сума площ всіх трикутників [21]:

$$A \approx \sum A_i, \text{ де } A_i = \frac{1}{2} |AB \times AC| \quad (1.5)$$

де:

AB і AC — вектори сторін трикутника,

$\times$ — векторний добуток.

Цей метод дозволяє враховувати рельєф рани, що критично для глибоких ушкоджень, виразок чи післяопераційних дефектів.

Цифрові пристрої. Серед найпоширеніших пристроїв:

- SilhouetteStar (ARANZ Medical, Нова Зеландія) — портативна 3D-камера з програмним забезпеченням для розрахунку площі та об'єму ран [22].
- eKare inSight — мобільний додаток із штучним інтелектом, здатний проводити автоматичну сегментацію ран та вести динаміку загоєння [23].
- WoundVision Scout — пристрій, що поєднує фото- і термографію для оцінки кровопостачання тканин [21].

Переваги цифрових рішень:

- Висока точність (похибка <5%),
- Швидкість вимірювання,
- Автоматизація обліку в електронній медичній карті,
- Можливість дистанційного консультування (телемедицина),
- Відсутність контакту з раною — зниження ризику інфікування.

Таблиця 1.1 – Оцінка ефективності методів вимірювання площі ран

Метод	Похибка	Об'ємність	Контактний	Швидкість
Лінійка/плівка	10–25%	2D	Так	Повільна
Планіметр	5–15%	2D	Так	Середня
Цифрова фотографія	3–10%	2D	Ні	Висока
3D сканування	<3%	3D	Ні	Висока

Формула для еліптичної апроксимації. У випадку, коли рана має умовно еліптичну форму, площу можна приблизно розрахувати як [23]:

$$A \approx \pi \times a \times b \quad (1.6)$$

де:

a — напівдовга вісь,

b — напівкоротка вісь.

Приклад: a = 30 мм, b = 15 мм [14].

$$A = \pi \times 30 \times 15 \approx 1413 \text{ мм}^2 \quad (1.7)$$

Це дозволяє швидко оцінити площу, але не враховує складної геометрії. Цифрові методи вимірювання площі ран суттєво випереджають традиційні як за точністю, так і за зручністю. Застосування комп'ютерного зору, штучного інтелекту й 3D-технологій забезпечує об'єктивну, відтворювану та безконтактну оцінку, що є особливо важливим у клінічних умовах, де час і безпека критичні.

1.3 Технології телемедицини в екстреній медицині

Телемедичні інформаційно-вимірювальні системи (ІВС) виступають ключовим інструментом у сфері дистанційної медицини, дозволяючи здійснювати постійний моніторинг стану пацієнтів, аналіз їхніх фізіологічних параметрів та оперативне реагування на критичні зміни. Це особливо важливо в екстремальних ситуаціях, зокрема при катастрофах, бойових діях чи природних лихах, де традиційна медична допомога або недоступна, або вкрай обмежена. Такі системи забезпечують можливість надання допомоги в режимі реального часу, що істотно знижує ризики ускладнень та смертності. Їх ефективність залежить від інтеграції декількох технологічних рівнів: апаратного, програмного, комунікаційного та аналітичного.

Фізіологічні дані в телемедичних ІВС збираються за допомогою біосенсорів, які можуть бути як портативними (наприклад, фітнес-браслети чи нашкірні пластири), так і імплантованими (кардіостимулятори з функцією передачі даних, глюкометри-імпланти тощо). Біосенсори реєструють такі параметри, як частота серцевих скорочень, рівень кисню в крові (SpO₂), температура тіла, артеріальний тиск, частота дихання, електрокардіограма (ЕКГ), електроенцефалографія (ЕЕГ) та багато інших. Сучасні сенсори здатні

забезпечити точність вимірювання навіть у нестабільних умовах — при русі, вібраціях, підвищеній вологості або в разі обмеженого живлення [24].

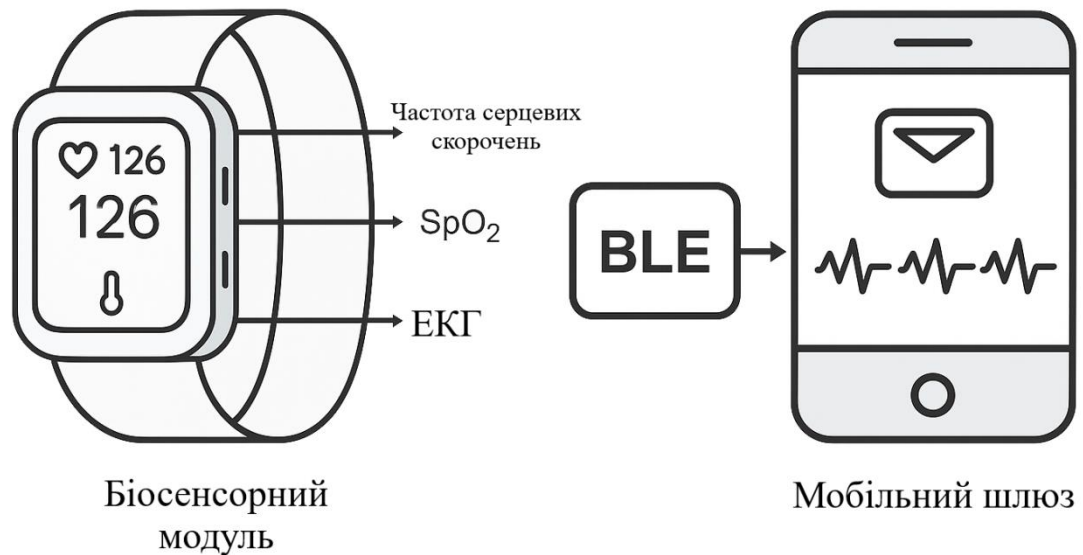


Рисунок 1.1 – Схема взаємодії біосенсорного модуля з мобільним шлюзом через Bluetooth Low Energy (BLE)

Особливе значення має архітектура обробки даних. У більшості систем це реалізується через вбудовані мікроконтролери, що забезпечують первинну обробку сигналів: фільтрацію шумів, перетворення аналогового сигналу в цифровий (ADC), виявлення аномалій (наприклад, шлуночкової тахікардії за ЕКГ-сигналом) та стискання даних для економії трафіку. Деякі сучасні мікросхеми мають вбудовані блоки DSP (Digital Signal Processing), які дозволяють здійснювати аналіз у реальному часі, не передаючи весь потік сирих даних у мережу, що значно покращує енергоефективність системи та знижує затримку [25].

Передача даних від сенсорів до центрального вузла здійснюється через енергоефективні бездротові протоколи, такі як Bluetooth Low Energy (BLE), ZigBee, Z-Wave або NB-IoT. У випадках, коли необхідна передача великого обсягу даних — наприклад, зображення КТ або ЕЕГ високої роздільності — застосовуються канали Wi-Fi або мобільні мережі (LTE, 5G). Ключовим аспектом є безперебійність і стійкість каналу зв'язку. У надзвичайних ситуаціях, коли мобільна мережа може бути недоступною, використовуються супутникові канали (наприклад, через Starlink або Iridium), що дозволяє підтримувати зв'язок навіть у найвіддаленіших місцях [26].

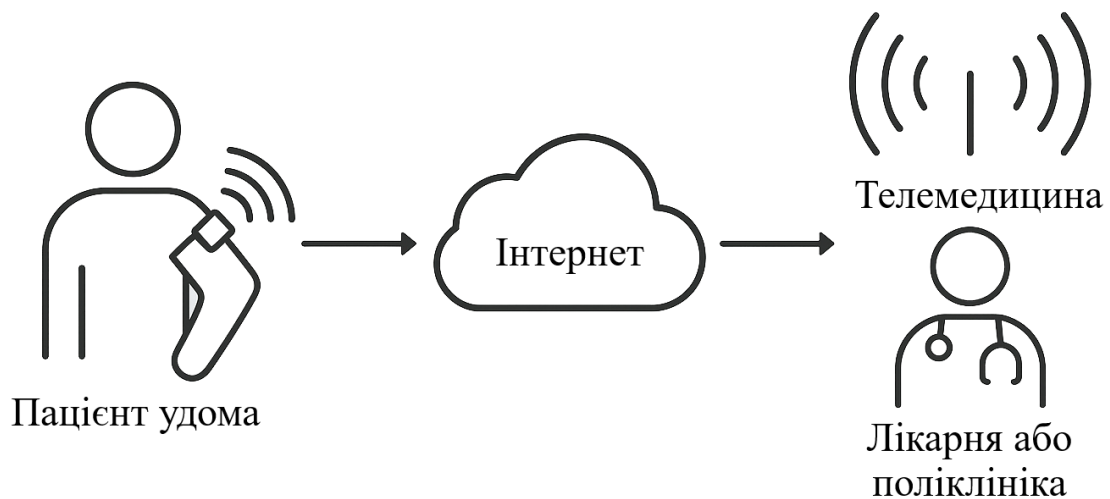


Рисунок 1.2 – Принцип роботи телемедичної системи моніторингу пацієнта в домашніх умовах

З точки зору безпеки, всі дані шифруються перед передачею. Це може реалізовуватися як на рівні транспортного протоколу (наприклад, TLS 1.3), так і на рівні апаратного шифрування в самому сенсорі. Пристрої використовують унікальні цифрові сертифікати для автентифікації. Також запроваджуються механізми авторизації на основі ролей, де лише певні користувачі (наприклад, ліцензований лікар) мають доступ до критичних параметрів пацієнта. Окрім

цього, сучасні системи застосовують методи виявлення вторгнень (IDS) і ведення журналів доступу для забезпечення кібербезпеки [27].

Центральний компонент системи — це сервер або хмарна платформа, де відбувається глибинний аналіз даних. Тут використовуються алгоритми машинного навчання для побудови моделей прогнозування — наприклад, ризику інфаркту, ймовірності зупинки серця або динаміки посттравматичних ускладнень. Ці моделі навчаються на великому масиві клінічних даних та дозволяють проводити індивідуалізовану оцінку стану кожного пацієнта. Особливо ефективним виявився підхід, коли системи самостійно виявляють приховані закономірності — наприклад, латентні стани, які передують клінічно вираженим симптомам [28].

Інтерфейс користувача в ІВС проєктується з урахуванням ситуаційної навігації. В умовах катастроф важливо, щоб інтерфейс не перевантажував лікаря, а акцентував увагу на критичних відхиленнях — через кольорову сигналізацію, звукові тривоги, автоматичну пріоритизацію пацієнтів за тяжкістю стану. На основі отриманих даних медичний персонал може не лише приймати рішення щодо невідкладної допомоги, а й координувати логістику — наприклад, направлення пацієнта до найближчого мобільного медичного пункту [29].

Технічна реалізація таких систем передбачає дотримання міжнародних стандартів, зокрема HL7 для обміну клінічною інформацією, FHIR для структурованої передачі даних через API, DICOM для медичних зображень, а також ISO/IEEE 11073, який регламентує комунікацію між персональними медичними пристроями. Відповідність цим стандартам забезпечує сумісність між обладнанням різних виробників, що критично важливо при роботі міжнародних команд у зонах катастроф [30].



Рисунок 1.3 – Архітектура системи збору та передачі біомедичних параметрів пацієнта

Розвиток телемедичних ІВС відкриває можливість створення адаптивних, самонавчальних систем охорони здоров'я, здатних реагувати на зміни стану пацієнта в реальному часі. Вони не тільки покращують виживаність у критичних ситуаціях, але й сприяють довготривалому моніторингу пацієнтів із хронічними захворюваннями, даючи змогу виявляти ускладнення на ранній стадії, уникати госпіталізацій та оптимізувати навантаження на медичні ресурси. На перетині біоелектроніки, телекомунікацій та штучного інтелекту ці системи формують

основу нової моделі медицини — передбачувальної, превентивної, персоналізованої та партисипативної (4P-medicine).

1.4 Аналіз недоліків існуючих систем і обґрунтування потреби в удосконаленні

Сучасні системи вимірювання площі ран, незважаючи на значний технічний прогрес, мають низку обмежень, що стримують їх широке впровадження у клінічну практику, особливо в умовах надзвичайних ситуацій, телемедицини та масового ураження пацієнтів. Аналіз наявних рішень дозволяє виокремити кілька критичних аспектів, що потребують удосконалення як у технічному, так і у функціональному вимірі.

Традиційні контактні методи вимірювання, що передбачають прикладання прозорої плівки, міліметрового паперу або лінійки до поверхні рани, є простими та економічними, однак характеризуються високою суб'єктивністю результатів. Як показано у роботі Dinh і Veves [31], похибка таких вимірювань може досягати 20–25 %, особливо у випадках ран неправильної форми, на згинах чи ділянках із вираженим рельєфом. Крім того, контакт із рановою поверхнею збільшує ризик контамінації та викликає дискомфорт у пацієнтів, а також вимагає суворого дотримання антисептичних вимог.

Поява цифрових методів, зокрема фотографування з наступним аналізом зображення, суттєво покращила ситуацію, дозволивши зменшити похибку до 5–10 % [31], [32]. Проте ці рішення також мають обмеження. Однією з ключових проблем є залежність від умов освітлення, кута зйомки, фокусування, а також калібрування масштабного маркеру. Відсутність єдиного стандартизованого протоколу зйомки призводить до варіативності результатів. До того ж, багато систем потребують ручної сегментації зображення або попереднього налаштування, що ускладнює використання у швидкоплинних або віддалених умовах.



Рисунок 1.4 – Структурно-функціональна схема цифрової системи вимірювання площі ран

Існуючі програмні рішення, як-от eKare inSight або SilhouetteStar [33], [34], демонструють високу точність і функціональність, але мають суттєвий бар'єр входу: високу вартість обладнання, потребу у навчанні персоналу, необхідність доступу до серверів обробки або постійного підключення до інтернету. У багатьох клініках з обмеженим фінансуванням це унеможлиблює інтеграцію подібних рішень у рутинну практику.

Особливу увагу заслуговує питання відтворюваності результатів. Навіть при застосуванні сучасних засобів комп'ютерного зору спостерігаються суттєві розбіжності між оцінками різних операторів або між послідовними вимірюваннями, виконаними на тому самому зображенні [31]. У випадках, коли динаміка загоєння рани вимірюється у десятках міліметрів, така варіативність ускладнює об'єктивну оцінку ефективності лікування.

З огляду на зазначене, необхідність у створенні вдосконаленої інформаційно-вимірювальної системи є очевидною. Така система повинна поєднувати простоту використання, доступність, відсутність контакту з раною, високу точність і стійкість до зовнішніх факторів. В ідеалі вона має базуватись на принципах автоматичного аналізу зображень, бути інтегрованою в телемедичні сервіси та дозволяти вести динамічний моніторинг процесів загоєння з фіксацією всіх результатів у електронній медичній системі. Використання штучного інтелекту, машинного навчання для сегментації ран і оцінки їх характеристик уже сьогодні демонструє обнадійливі результати [31], [34], але ці інструменти потребують адаптації під умови реальної клінічної практики, де мають місце неоднорідне освітлення, сторонні артефакти на шкірі, різноманіття кольору тканин і форм ран.

Таким чином, сучасні обставини вимагають впровадження нових рішень, які будуть не лише точними, але й доступними, автономними, адаптивними до складних умов та інтегрованими в цифрову інфраструктуру охорони здоров'я. Розробка таких систем є не лише технічним викликом, а й важливою передумовою підвищення якості медичної допомоги та безпеки пацієнтів.

2. ПРОЄКТУВАННЯ ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНОЇ СИСТЕМИ

2.1. Архітектура та загальний принцип роботи системи

Інформаційно-вимірювальна телемедична система для визначення площини рани є багаторівневою структурованою програмно-апаратною платформою, метою якої є забезпечення швидкого, безконтактного та достовірного визначення площі ураженої поверхні шкіри. Така система особливо актуальна в умовах надзвичайних ситуацій, бойових дій, масових поранень, коли оперативна діагностика має вирішальне значення для виживання постраждалих та оптимального планування лікування.

У центрі роботи системи лежить процес отримання зображення рани за допомогою цифрового пристрою – смартфона, планшета, вебкамери або спеціалізованої камери. Система фіксує зображення ранової поверхні, при цьому у кадрі обов'язково повинен бути присутній масштабний маркер – фізичний об'єкт відомого розміру, як-от стандартна лінійка, коло або QR-код-калібратор. Цей елемент дозволяє здійснювати подальше переведення кількості пікселів у метричні одиниці площі. У разі використання 3D-обладнання, як, наприклад, в пристроях SilhouetteStar або WoundVision Scout, формується тривимірна карта глибини, яка дозволяє ще точніше виміряти параметри ушкодження, зокрема площу та об'єм [35].

Після етапу знімання зображення виконується його попередня цифрова обробка. Це передбачає фільтрацію шумів, вирівнювання контрасту, нормалізацію освітлення, а також переведення зображення у чорно-білу гаму (градації сірого), що полегшує подальший етап сегментації. Зазвичай на цьому етапі застосовуються алгоритми комп'ютерного зору, зокрема метод Канні для виявлення контурів, алгоритм Отсу для автоматичного вибору порогового значення, а також згладжувальні фільтри на кшталт Гауса [38]. В окремих реалізаціях може застосовуватись глибоке навчання з попередньо

натренованими нейронними мережами (наприклад, U-Net), які здатні точно виділяти межі ранового дефекту навіть на зашумлених або складних за кольором зображеннях [39].

Результатом обробки є сегментоване зображення, на якому чітко визначено контур рани. На основі сегменту система визначає кількість пікселів N_{px} , що припадає на ранову поверхню. Враховуючи фізичний масштаб, розрахований з урахуванням калібрувального об'єкта, визначається площа одного пікселя – S_{px} (у $\text{мм}^2/\text{піксель}$).

У випадку, якщо зображення має глибину (тобто отримане за допомогою 3D-камери або стереозйомки), площа визначається як сума площ мікрополігонів, з яких складається поверхня рани.

Цей підхід забезпечує більшу точність при вимірюванні нерівних, глибоких або деформованих уражень, таких як пролежні або хронічні виразки, де площа є умовною [40].

Далі система переходить до етапу візуалізації та збереження результатів. У графічному інтерфейсі користувача відображається оброблене зображення з накладеним контуром рани, підписаними значеннями площі, а також даними про час, місце, ID пацієнта. При використанні в клінічних умовах результати вимірювань автоматично інтегруються в електронну медичну карту пацієнта. У разі потреби система дозволяє здійснити порівняння з попередніми знімками, сформувати графік змін площі рани в часі, що є надзвичайно важливим для моніторингу ефективності лікування [41].

Однією з ключових особливостей цієї системи є модуль телемедицини. Він відповідає за безпечну передачу зображень і метаданих через мережу до віддаленого сервера. Це може реалізовуватись через захищені протоколи – HTTPS, VPN, а також з використанням стандартів медичної інтероперабельності, таких як HL7 або FHIR [42]. Такий підхід дозволяє здійснювати діагностику та контроль за загоєнням ран у віддалених населених пунктах, польових шпиталях або при евакуації поранених у зоні бойових дій.

Дистанційні експерти мають змогу оперативно аналізувати отримані дані та надавати рекомендації без необхідності особистої присутності.

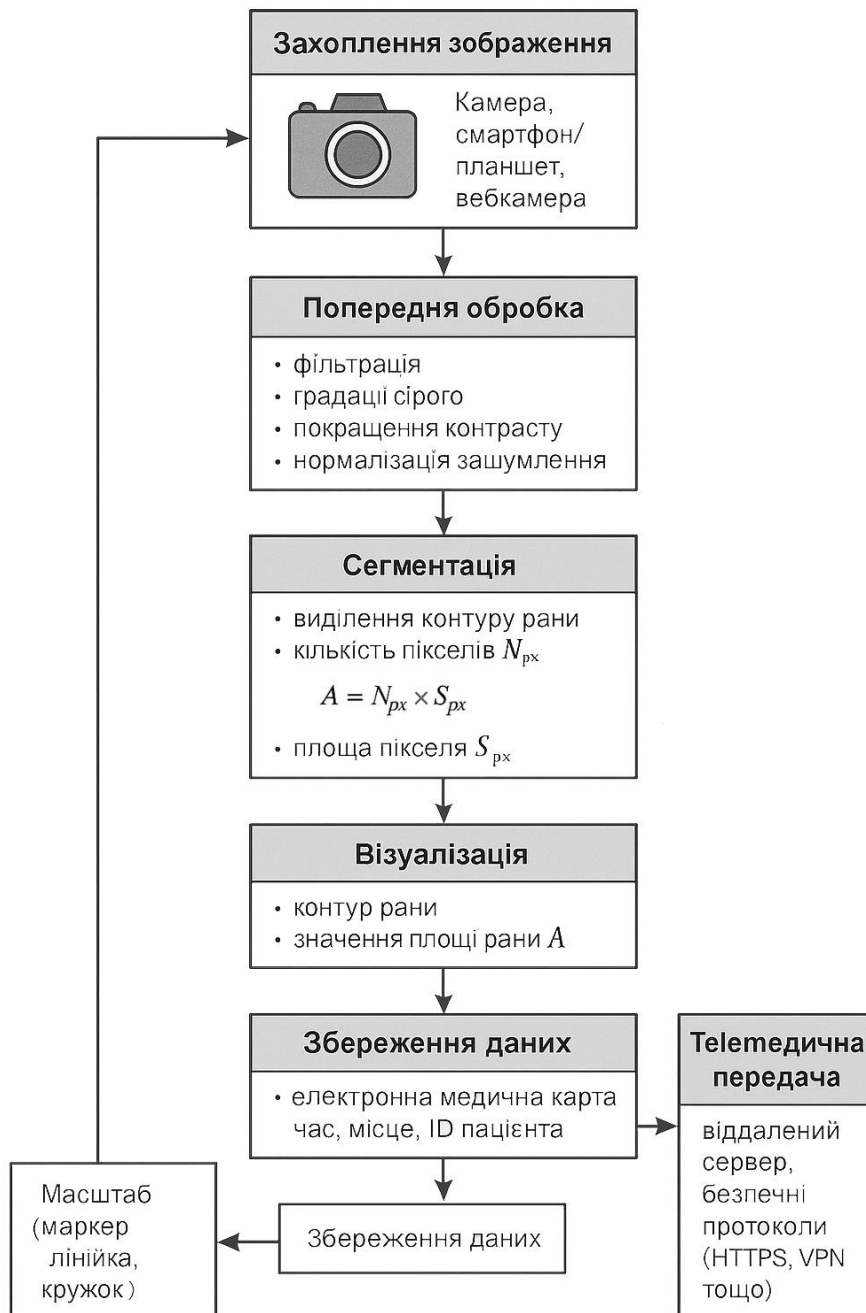


Рисунок 2.1 – Архітектура та принцип функціонування інформаційно-вимірювальної телемедичної системи

Варто наголосити, що у контексті медичних катастроф система може працювати автономно, на базі мобільного пристрою, або бути частиною більших платформ, інтегрованих з базами даних, мережами медичних закладів або централізованими медичними хабами. Завдяки модульній архітектурі та можливості використання відкритих бібліотек комп'ютерного зору (OpenCV, TensorFlow, Keras тощо), систему можливо адаптувати до наявних ресурсів, рівня доступності інтернету та кадрового забезпечення.

Таким чином, запропонована архітектура поєднує точність цифрових вимірювань, швидкість комп'ютерної обробки, адаптивність до середовища, а також можливість інтеграції з існуючими клінічними інформаційними системами. Це робить її надзвичайно актуальною для сучасної медицини, що орієнтується на мобільність, персоналізацію та децентралізацію медичних послуг.

2.2. Вибір сенсорів, оптичних модулів та засобів зв'язку

У процесі проектування інформаційно-вимірювальної телемедичної системи для визначення площини рани ключову роль відіграє вибір апаратних компонентів, що відповідають за збирання первинних даних, їх обробку та передачу. Зокрема, йдеться про сенсори візуалізації (камери), оптичні модулі (об'єктиви, освітлення, фільтри) та канали зв'язку (дротові та бездротові інтерфейси). Оптимальне поєднання цих компонентів має забезпечувати точність, швидкість, надійність та автономність роботи системи, особливо в умовах обмежених ресурсів (мобільність, нестабільне підключення до мережі, польові умови тощо).

Вибір сенсорів зображення. Сенсор зображення є ключовим та первинним елементом у візуальній підсистемі телемедичної інформаційно-вимірювальної системи, що визначає базову якість, достовірність та точність зображення, яке буде використане для медичної інтерпретації та цифрової обробки. Його вибір прямо впливає на кінцеві характеристики діагностичного зображення, такі як

деталізація, рівень шумів, глибина кольору та часові затримки при зчитуванні. У практиці побудови медичних візуальних систем використовуються два основних типи сенсорів — це CMOS (Complementary Metal-Oxide-Semiconductor) та CCD (Charge-Coupled Device). Кожен із них має унікальні технологічні властивості, що обумовлюють різні сценарії їх застосування.

CMOS-сенсори, що базуються на напівпровідниковій структурі, дозволяють реалізовувати мікроскопічні елементи зчитування безпосередньо на кожному пікселі. Завдяки цьому забезпечується висока швидкість отримання зображень, знижується енергоспоживання, а також відкривається можливість вбудовування додаткових функціональних модулів безпосередньо у сенсор (наприклад, обробка зображень, фільтрація шумів тощо). Це робить CMOS-сенсори особливо привабливими для компактних, портативних пристроїв, де важливо мінімізувати габарити та енергоспоживання [43]. Саме завдяки цим властивостям CMOS став стандартом у смартфонах, планшетах та медичних мобільних пристроях.

Натомість CCD-сенсори мають іншу архітектуру, де світлочутливі елементи не мають індивідуального зчитування — сигнал передається по рядках на один або кілька зчитувальних каналів. Таке рішення забезпечує високу однорідність сигналу, більшу світлочутливість та менший рівень шуму при слабкому освітленні. Проте CCD потребує складніших схем керування та має вищу витрату енергії, що унеможлиблює або ускладнює їх інтеграцію у мобільні пристрої. Через це CCD-сенсори частіше використовуються у спеціалізованих медичних камерах (наприклад, ендоскопах), де живлення відбувається від стаціонарних джерел, а вимоги до якості зображення — максимально жорсткі [44].

Щодо параметрів зображення, то для задач оцінки площі рани в умовах телемедицини доцільним є використання сенсорів із роздільною здатністю в діапазоні 8–16 мегапікселів. Це дозволяє забезпечити достатній рівень просторової деталізації — менше ніж 0,1 мм² на піксель — за умови наявності

масштабу в кадрі (наприклад, маркерної лінійки). Використання надто високої роздільної здатності призводить до значного зростання обсягу даних, що створює проблеми з передачею через канали телеметрії та обмежує час реагування системи. Таким чином, роздільна здатність повинна бути збалансована між потребами в точності та обмеженнями по обробці та передачі даних.

У сучасних умовах доцільним є використання камер, інтегрованих у смартфони середнього або високого класу, які вже мають сенсори, що задовольняють зазначеним вимогам. Наприклад, Sony IMX586, Omnivision OV64B та Samsung ISOCELL HM2 — це CMOS-сенсори, які підтримують 48–64 Мпкс, мають високу світлочутливість, функцію HDR (High Dynamic Range), стабілізацію зображення та можливість адаптивної зйомки в складних умовах освітлення. Їх перевагою є повна інтеграція у мобільну архітектуру, що дозволяє обійтися без додаткових модулів обробки [45].

Крім двовимірного зображення, важливим напрямом є використання сенсорів глибини, що дозволяють здійснювати тривимірну реконструкцію поверхні рани. Це особливо актуально для оцінки об'єму ушкодження, глибини та рельєфу тканин. Серед популярних рішень виділяються ToF (Time-of-Flight) камери, які вимірюють час повернення світлового імпульсу до сенсора, та стереопари, які використовують два зміщених об'єктива для визначення глибини. Високоточні модулі на зразок Intel RealSense D435 забезпечують глибину вимірювання з похибкою до 1% на дистанціях до 2 метрів. Вони включають інфрачервоний проектор, RGB-камеру та сенсор глибини, що дозволяє формувати одночасно кольорове та тривимірне зображення рани [46].

Інтеграція таких сенсорів дає змогу перейти від статичних зображень до повноцінного аналізу 3D-структури уражень, що відкриває нові можливості в оцінці динаміки загоєння, прогнозуванні ускладнень та автоматичній класифікації стадій регенерації тканин за допомогою машинного навчання. У

контексті медицини катастроф, де важлива швидкість оцінки стану пацієнтів, така функціональність може мати вирішальне значення.

Таким чином, вибір сенсора — це не лише технічне питання, а критичний аспект дизайну всієї телемедичної системи, який має враховувати компроміс між якістю, обсягом даних, швидкістю обробки та енергоспоживанням.

Оптичні модулі та освітлення. Не менш важливим компонентом телемедичної інформаційно-вимірювальної системи є оптичний модуль, який забезпечує точне формування зображення на сенсорі та визначає якість оптичного сигналу, що передається на подальшу обробку. Оптичний модуль зазвичай включає об'єктив (лінзову систему), механізм або алгоритми фокусування, систему освітлення, а також набір оптичних фільтрів, які адаптують зображення до специфіки медичного аналізу.

У медичних додатках, зокрема для візуалізації ран, надзвичайно важливим є зниження оптичних аберацій — таких як дисторсія (геометричне викривлення зображення), хроматична аберація (кольорові спотворення по краях) та сферичні викривлення. Щоб мінімізувати ці небажані ефекти, у сучасних оптичних модулях застосовуються асферичні лінзи, виготовлені зі скла або оптичного полімеру. Асферичні елементи дають змогу суттєво зменшити дисторсію без необхідності складної багатолінзової системи, що є критичним у портативних рішеннях, де габарити і маса системи мають бути мінімальними [47].

Важливою характеристикою об'єктива є його кут огляду (field of view, FoV). Для медичного аналізу оптимальними вважаються значення в діапазоні 60–90°, що дозволяє охопити достатню площу поверхні рани без істотного викривлення геометрії по краях кадру. Ширококутні об'єктиви, однак, потребують корекції перспективи на програмному рівні, що враховується при проєктуванні програмної частини системи.

Апертура (діафрагма) об'єктива визначає, скільки світла потрапляє на сенсор. У телемедичних системах, які можуть функціонувати в умовах непередбачуваного освітлення (наприклад, польові госпіталі або домашнє

середовище), рекомендованими є апертури в межах $f/2.0$ – $f/2.8$. Це забезпечує прийнятний рівень яскравості зображення навіть при слабкому освітленні, водночас зберігаючи глибину різкості, необхідну для точного захоплення контурів рани [47].

Невід’ємним елементом оптичного модуля є система освітлення, яка має вирішальне значення для стабільності параметрів зображення. У реальних умовах навколишнє освітлення часто є нестабільним, а джерела світла можуть створювати тіні, рефлексії або неоднорідну яскравість. Це ускладнює автоматизовану обробку зображення, зокрема виділення меж рани, обчислення площі та кольоровий аналіз тканин. Щоб забезпечити рівномірне освітлення сцени, ефективним рішенням є використання кільцевих LED-ламп (Ring Light), які розташовуються симетрично навколо об’єкта. Така конфігурація дозволяє зменшити кількість тіней і досягти рівномірного освітлення по всій площині знімка [48].

Додатково можуть використовуватись джерела білого світла зі стабільною кольоровою температурою у межах 5000–6500 К, яка є максимально наближеною до природного денного освітлення. Таке спектральне освітлення мінімізує кольорові викривлення та покращує точність подальшої класифікації тканин за кольоровою моделлю. Особливо актуальним є використання джерел світла з високим індексом передачі кольору ($CRI \geq 90$), що гарантує коректне відтворення кольорів шкіри, крові, гною тощо, що може бути критичним для лікаря при віддаленому аналізі зображення [48].

Ще одним важливим аспектом є використання оптичних фільтрів, які покращують якість зображення у складних візуальних умовах. Наприклад, фільтрація інфрачервоного спектра дозволяє уникнути «пересвічування» на зображенні в умовах інтенсивного зовнішнього освітлення. Блокування ІЧ-випромінювання часто здійснюється через встановлення IR-cut фільтрів на оптичному шляху. Також застосовуються поляризаційні фільтри, зокрема CPL-фільтри (Circular Polarizing Lens), які значно знижують відблиски від вологих

поверхонь шкіри або лікарських препаратів. Це дозволяє покращити контрастність та точність автоматизованої сегментації країв рани [49].

Варто зазначити, що використання поляризаційних фільтрів є особливо корисним у пацієнтів із дуже світлою або, навпаки, сильно пігментованою шкірою, де контрастність між ураженими та здоровими тканинами знижується. Окрім того, фільтрація дає змогу виявити неочевидні структурні деталі, які важко помітити в звичайному освітленні — наприклад, мікропошкодження або омертвілі тканини, що важливо для точного діагностування та подальшого лікування.

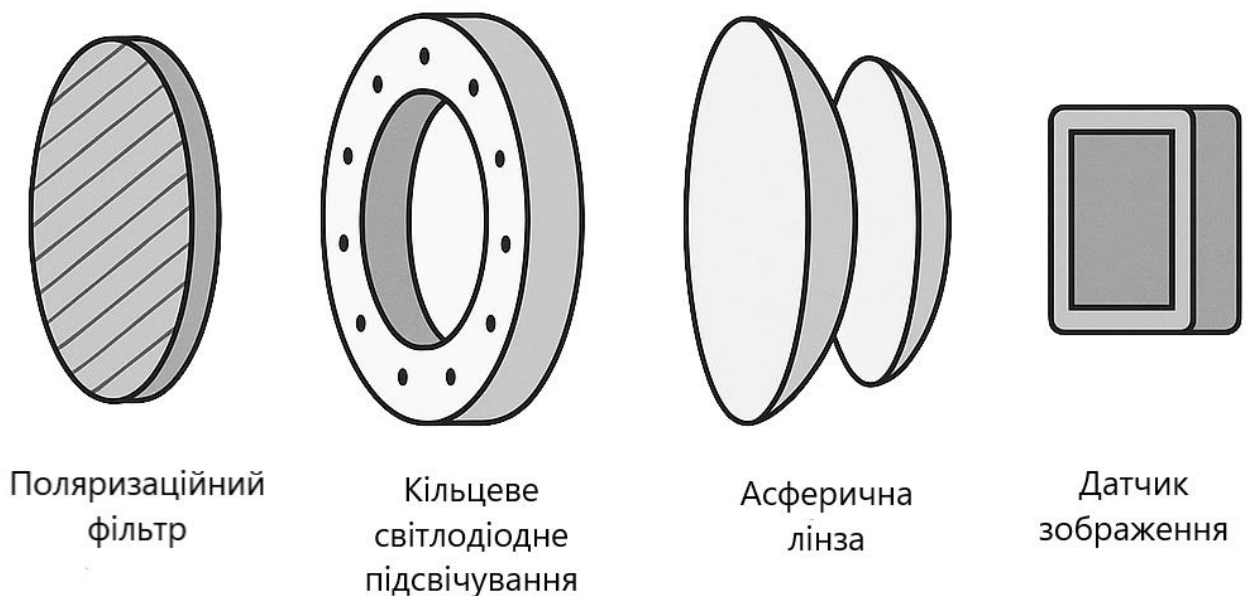


Рисунок 2.2 – Складові оптичного модуля системи візуалізації рани

Таким чином, якісно реалізований оптичний модуль, що поєднує високоточну лінзову систему, контрольоване освітлення та відповідні фільтри, відіграє ключову роль у забезпеченні достовірного захоплення зображення рани та визначення її параметрів у телемедичній системі.

Засоби зв'язку. Оскільки система передбачає дистанційну передачу результатів обробки, критично важливо інтегрувати ефективні й безпечні канали зв'язку. Основу для цього становлять сучасні бездротові інтерфейси, серед яких найпоширенішими є Wi-Fi (стандартів 802.11ac/ax), Bluetooth Low Energy (BLE) і мобільні мережі четвертого та п'ятого покоління (4G/5G). У системах, де необхідно передавати великі обсяги інформації, зокрема зображення високої роздільної здатності, Wi-Fi виступає найоптимальнішим варіантом завдяки високій швидкості передачі даних (до 1 Гбіт/с) і стабільності з'єднання.

У разі експлуатації пристрою в умовах обмеженої інфраструктури, наприклад, поза межами лікувальних закладів або в польових умовах, доцільним є використання модулів мобільного інтернету. До таких належать LTE/5G-модеми з підтримкою SIM-карт, а також вузькосмугові рішення на базі технології NB-IoT (NarrowBand Internet of Things), яка забезпечує стабільне наднизькошвидкісне з'єднання з мінімальним енергоспоживанням і тривалим часом автономної роботи. BLE, у свою чергу, використовується як енергоефективне рішення для короткодистанційного обміну службовими даними (синхронізація, телеметрія, налаштування) [50].

Таблиця 2.1 – Порівняння технологій зв'язку

Wi-Fi (802.11ac/ax)	До 1 Гбіт/с	30–50 м	Середнє	Передача зображень у лікарні
BLE	До 2 Мбіт/с	10–20 м	Дуже низьке	Синхронізація, налаштування
4G/5G	До 1000Мбіт/с	До кількох км	Високе	Польова робота, передача на сервер
NB-IoT	< 0.1 Мбіт/с	> 10 км	Дуже низьке	Передача простих даних у віддалених районах

Захист інформації, що передається мережею, є критично важливим з огляду на конфіденційний характер медичних даних. У системі мають бути впроваджені сучасні протоколи шифрування, зокрема TLS (Transport Layer Security) версій 1.2 або 1.3, які забезпечують стійкість до перехоплення трафіку, його підміни або несанкціонованого доступу. Додатковий рівень безпеки реалізується через тунелювання трафіку за допомогою VPN-з'єднань, що створюють ізольований канал комунікації між пристроєм та сервером обробки.

З технічного та регуляторного погляду, інтеграція з медичними інформаційними системами має відповідати міжнародним стандартам електронної взаємодії, зокрема HL7 (Health Level Seven) та FHIR (Fast Healthcare Interoperability Resources). Ці стандарти визначають уніфіковану структуру обміну медичною інформацією, що спрощує інтеграцію зі сторонніми системами обліку, діагностики або архівації. Одночасно система повинна відповідати вимогам до захисту персональних даних згідно з європейським регламентом GDPR (General Data Protection Regulation), що включає принципи шифрування даних як у стані передачі, так і в стані зберігання, а також вимоги до можливості анонімізації, відкликання згоди та прав користувача на зміну або видалення персональних даних [50].

Таким чином, ефективна комунікація в системі візуалізації поєднує сучасні бездротові технології з глибоко інтегрованими засобами захисту інформації, що забезпечує як функціональність, так і відповідність міжнародним стандартам безпеки в медичному секторі.

Додаткові міркування при виборі компонентів. При виборі сенсорів та модулів для польових умов особливої уваги потребують параметри енергоспоживання, габарити, стійкість до механічних пошкоджень та температурні межі експлуатації. Так, рекомендовано обирати модулі з низьким енергоспоживанням (до 2 Вт), захищеним корпусом IP67 і температурним діапазоном від -20 до $+50$ °C. Для автономних пристроїв варто інтегрувати

елементи живлення з ємністю від 3000 мА·г, що дозволяє працювати до 10 годин без підзарядки.

Окремо слід згадати програмну підтримку: вибрані сенсори та модулі повинні мати відкриті API або SDK, сумісні з мовами програмування (Python, C++) та бібліотеками (OpenCV, TensorFlow), що використовуються в системі для обробки зображень. Це дозволяє забезпечити повноцінну інтеграцію компонентів і мінімізувати затрати часу на розробку драйверів і протоколів взаємодії [51].

Таким чином, комплексний аналіз та оптимальний вибір сенсорів, оптики та засобів зв'язку є визначальним чинником у створенні надійної, точної та масштабованої телемедичної системи. Усі компоненти повинні бути гармонійно поєднані між собою, враховуючи не лише технічні характеристики, а й умови застосування, вимоги безпеки, стандарти взаємодії та можливість подальшого оновлення.

2.3. Алгоритм визначення площини рани на основі обробки зображень

Алгоритм визначення площини рани на основі обробки зображень є ключовим елементом запропонованої системи, орієнтованої на автоматизований аналіз та моніторинг процесу загоєння шкірних ушкоджень. Його завданням є не лише точне вимірювання площі рани, але й забезпечення достатньої стійкості до зовнішніх чинників, таких як зміна освітлення, пігментація шкіри, присутність крові або ексудату. Розв'язання цього завдання базується на методах комп'ютерного зору та, за потреби, використанні алгоритмів глибокого навчання.

Першим етапом є попередня обробка вхідного зображення, отриманого з оптичного сенсора. Вона включає вирівнювання освітлення, зменшення шумів, а також нормалізацію кольорів і яскравості. Один із найпоширеніших методів підвищення локального контрасту — це застосування CLAHE (Contrast Limited

Adaptive Histogram Equalization), що дозволяє адаптувати зображення до неоднорідного освітлення без суттєвого викривлення колірної інформації [52]. Паралельно може здійснюватися просторове згладжування або фільтрація зображення з використанням двовимірного Гаусового ядра або білінійної фільтрації, що сприяє зменшенню артефактів та випадкових шумів у текстурі шкіри. За потреби зображення також може бути приведене до уніфікованого масштабу, що полегшує подальші обчислення.

Особливо важливим є етап встановлення масштабу — тобто перетворення площі зображення, вираженої в кількості пікселів, у фізичні одиниці виміру (мм^2 або см^2). Для цього в полі кадру розміщується масштабний маркер, наприклад спеціальний паперовий або пластиковий шаблон з графічним патерном, довжина якого є відомою. На етапі обробки програма автоматично ідентифікує цей шаблон за допомогою методу виявлення ключових точок (наприклад, ORB — Oriented FAST and Rotated BRIEF або ArUco), обчислюючи співвідношення між довжиною в пікселях і довжиною в міліметрах [53]. Це дозволяє врахувати відстань до об'єкта та можливі оптичні спотворення.

Наступним кроком є сегментація області рани — процес відокремлення ураженої ділянки від фону та здорових тканин. У загальному випадку застосовуються методи порогової фільтрації, виявлення контурів (алгоритм Кані) або методи кластеризації за кольоровими ознаками (наприклад, k-means clustering у колірному просторі Lab або HSV). У складніших випадках, зокрема при роботі з великим обсягом даних, доцільно застосовувати згорткові нейронні мережі, зокрема моделі архітектури U-Net, які спеціально адаптовані для медичної сегментації [54]. Мережа отримує вхідне зображення, а на виході генерує маску — тобто бінарне зображення, де пікселі, що належать до рани, позначені як “1”, а всі інші — як “0”.

Після успішної сегментації розраховується площа рани. Це здійснюється шляхом підрахунку пікселів, що належать до сегментованої області, та переведення цього значення у фізичну площу відповідно до раніше

встановленого масштабу. Наприклад, якщо виявлено 12 000 пікселів у масці, а масштаб визначає, що 1 піксель дорівнює 0,05 мм, то загальна площа рани обчислюється як $12\,000 \times (0,05)^2 = 30\text{ мм}^2$. Такий метод є високоточним за умови правильної калібровки камери й точного виявлення масштабу [55].

На завершення можливе застосування етапу постобробки. Зокрема, морфологічні операції (ерозія, дилатація, відкриття й закриття) дозволяють прибрати поодинокі пікселі, згладити контур і покращити візуальну відповідність сегментованої області до реального контуру рани. Крім того, у багатьох системах передбачено ручне редагування — лікар або користувач може коригувати маску перед фінальним обчисленням площі. Такий підхід забезпечує не лише точність, але й адаптивність системи до нетипових випадків.

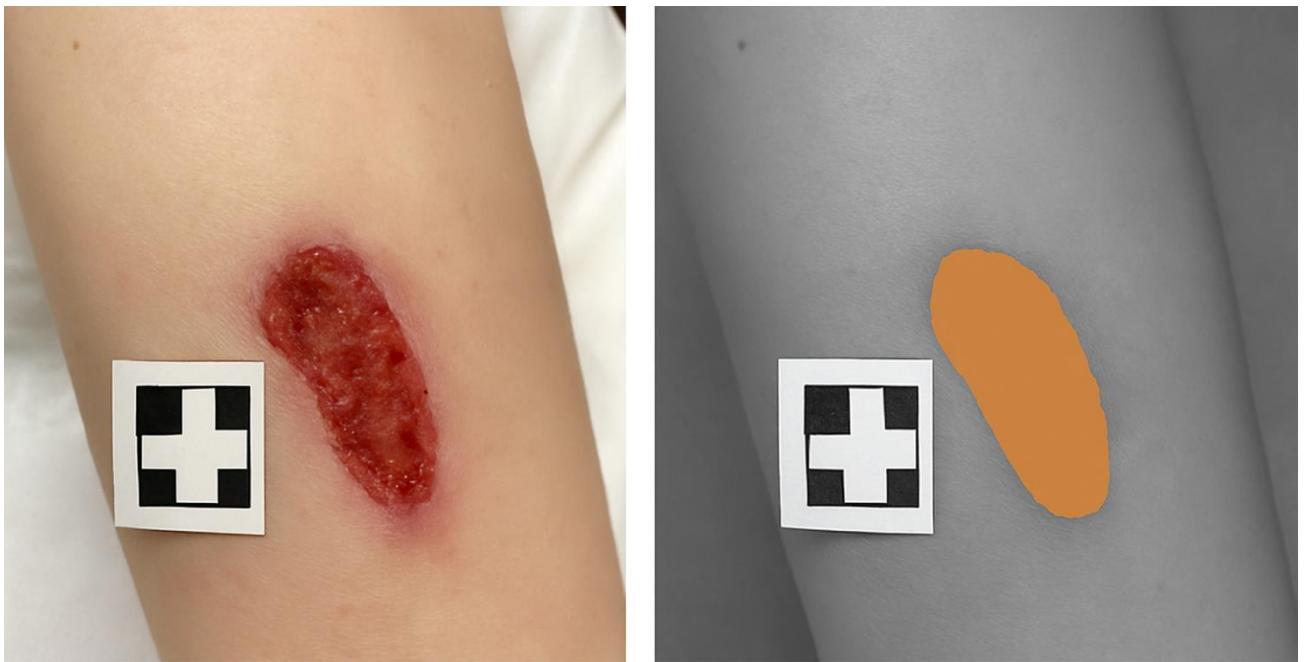


Рисунок 2.3 – Приклад клінічного зображення рани (ліворуч) та результату обробки з автоматичним виділенням меж ураженої зони (праворуч) для оцінки площі

У разі використання нейромереж, достовірність результатів оцінюється за метриками Dice coefficient, Intersection over Union (IoU), Recall та Precision. Dice

coefficient, зокрема, дозволяє кількісно визначити ступінь збігу між передбаченою та реальною масками, що особливо важливо в медичних задачах, де точність діагностичного інструмента має безпосередній вплив на лікувальну стратегію [56].

Загалом, розроблений алгоритм поєднує класичні методи цифрової обробки зображень із сучасними технологіями глибокого навчання, забезпечуючи високу гнучкість, масштабованість та клінічну придатність. Його інтеграція у загальну систему візуального моніторингу ран створює умови для більш об'єктивного, швидкого й менш залежного від людського чинника аналізу, що, у свою чергу, покращує якість медичної допомоги в умовах як стаціонарного, так і дистанційного догляду.

2.4 Інтеграція з телемедичними платформами: технічні та програмні аспекти

Інтеграція систем для вимірювання площі ран із телемедичними платформами є важливим кроком до цифрової трансформації охорони здоров'я. Вона дозволяє забезпечити дистанційний контроль за станом пацієнтів, оперативний обмін клінічно значущими даними, а також надання спеціалізованої допомоги незалежно від географічного розташування хворого. З огляду на це, успішна інтеграція вимагає врахування як апаратних, так і програмних аспектів, стандартів взаємодії та безпеки [57].

З технічного боку, для забезпечення передачі даних з пристроїв, які вимірюють площу ран, до телемедичних платформ можуть використовуватись різні типи бездротових або дротових інтерфейсів, зокрема Bluetooth Low Energy, Wi-Fi, ZigBee, LoRaWAN, USB або Ethernet. Вибір комунікаційного протоколу залежить від мобільності пристрою, потреби в енергоефективності, швидкості передачі зображень і можливостей хмарного сервісу. Особливо важливою є

можливість автоматичної синхронізації з мережею при зміні підключення — наприклад, із локального сховища до хмари при появі доступу до Інтернету [58].

Оскільки телемедицина базується на обміні медичними даними між різними системами, застосування стандартів має вирішальне значення. Серед найбільш поширених — HL7 (Health Level 7), який дозволяє передавати клінічні та адміністративні дані між лікарняними інформаційними системами; FHIR (Fast Healthcare Interoperability Resources) — гнучкий, сучасний стандарт, який дозволяє використовувати REST API і формати JSON або XML для інтеграції з мобільними чи вебзастосунками; DICOM — основний стандарт для зберігання і передавання медичних зображень, включно з фотографіями ран; IEEE 11073 — набір стандартів, які регламентують передачу даних з персональних медичних пристроїв. Саме ці стандарти забезпечують сумісність між різними компонентами системи охорони здоров'я [59].

Щодо апаратного забезпечення, сучасні системи для вимірювання ран часто базуються на мікроконтролерах з модулем бездротового зв'язку (ESP32, Raspberry Pi), які мають підключену камеру з високою роздільною здатністю. У разі роботи в автономному режимі важливу роль відіграють акумуляторні джерела живлення, а також можливість локального попереднього аналізу зображень (Edge computing), що знижує навантаження на канали передачі даних [60].

Програмні аспекти інтеграції охоплюють використання API-інтерфейсів телемедичних платформ, які дозволяють стороннім пристроям надсилати інформацію про пацієнта, зображення ран, аналітичні висновки. Більшість таких платформ надають SDK або REST API, які забезпечують просту передачу даних у стандартизованому форматі. Наприклад, структура POST-запиту може містити дату вимірювання, посилання на зображення, числові параметри (довжина, ширина, площа), а також ідентифікатор пацієнта або клінічну інформацію.

Для обробки зображень у пристроях або в хмарі активно використовуються такі інструменти, як OpenCV — бібліотека комп'ютерного

зору, яка дозволяє здійснювати попередню обробку, калібрування масштабу, визначення контурів ран; ImageJ або Fiji — для наукової обробки зображень з можливістю ручного визначення меж і вимірювання площі; а також нейромережеві моделі на базі TensorFlow або PyTorch для автоматичної сегментації ран [61].

Не менш важливими є аспекти безпеки. Уся передача інформації повинна здійснюватись із шифруванням (TLS 1.2+ для мережевих протоколів, AES-256 при зберіганні). Всі медичні дані мають бути захищені відповідно до нормативно-правових актів: HIPAA у США, GDPR в ЄС або Наказу МОЗ України № 411. Аутентифікація користувачів зазвичай здійснюється за допомогою OAuth 2.0 або OpenID Connect. Ролі лікарів, медсестер, пацієнтів мають різні рівні доступу, а всі операції повинні логуватись і бути доступними для аудиту.

Реалізація таких інтеграцій уже існує в багатьох системах. Наприклад, платформа Swift Medical дозволяє вимірювати площу ран за допомогою мобільного телефону, а дані автоматично потрапляють у хмару й передаються до лікаря у форматі, сумісному з HL7. Інший приклад — REACT-EU, європейський проект, що впроваджує телемедичний моніторинг для пацієнтів із діабетичними виразками [62].

Таким чином, інтеграція систем вимірювання площі ран із телемедичними платформами потребує врахування усього ланцюга: від сенсорного пристрою і передачі зображення до обробки, збереження, інтерфейсу користувача та клінічного прийняття рішень. Правильна побудова цієї взаємодії дозволяє оптимізувати лікування, зменшити ризики ускладнень та покращити якість життя пацієнтів.

3. РЕАЛІЗАЦІЯ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ УДОСКОНАЛЕНОЇ СИСТЕМИ

3.1 Використання комп'ютерного зору та штучного інтелекту для автоматизації аналізу

Сучасна медицина все активніше впроваджує інтелектуальні технології для покращення діагностики та лікування, і одним із перспективних напрямів є використання комп'ютерного зору (CV, від англ. computer vision) та штучного інтелекту (ШІ, або AI — artificial intelligence) у процесах автоматизованого аналізу клінічних зображень, зокрема зображень ран. Це особливо важливо в контексті віддаленого моніторингу пацієнтів, телемедицини та медичних рішень, що базуються на візуальній інформації.

Комп'ютерний зір — це галузь штучного інтелекту, яка дозволяє машинам «бачити», тобто отримувати, обробляти, аналізувати та інтерпретувати зображення так, як це робить людина. Застосування CV у медицині передбачає автоматичне виділення об'єктів на зображеннях, їхню класифікацію, вимірювання, а також виявлення патологій. У випадку аналізу ран, комп'ютерний зір використовується для сегментації зображення (відокремлення рани від здорових тканин), визначення її меж, розрахунку площі та оцінки змін у динаміці.

Першим етапом автоматизованого аналізу є попередня обробка зображення. Вона включає нормалізацію освітлення, зменшення шумів (наприклад, за допомогою фільтрів Гауса або медіанних фільтрів), покращення контрасту (наприклад, адаптивна гістограмна рівномірність — CLAHE), масштабування до уніфікованих розмірів. Це необхідно для покращення якості вхідних даних, що значно впливає на точність подальших обчислень [65].

Далі виконується сегментація зображення. У випадку класичних методів це може бути метод порогової обробки (thresholding), наприклад метод Отсу, або

використання алгоритмів контурів, таких як метод Канні чи алгоритм активних контурів (snakes). Однак найбільш точні результати забезпечують нейромережеві архітектури, зокрема U-Net, SegNet, DeepLabV3+, які показують високі результати на медичних зображеннях [66].

Архітектура U-Net має симетричну форму у вигляді "U" та складається з низхідної частини (encoder), яка зменшує розмірність та витягує ключові ознаки зображення, та висхідної частини (decoder), яка відновлює просторову структуру. Важливою особливістю є "skip-connections" — прямі зв'язки між відповідними шарами encoder і decoder, що дозволяють зберігати детальну інформацію про межі об'єктів [67].

Після сегментації, визначення площі рани виконується за допомогою аналізу кількості пікселів усередині виділеного контуру. Якщо відома фізична масштабна одиниця (наприклад, калібрований маркер на зображенні — лінійка, QR-код тощо), площа A обчислюється як:

$$A = N \times S^2 \quad (3.1)$$

де N — кількість пікселів всередині рани, S — лінійна роздільна здатність (мм/піксель), яка визначається під час калібрування [68]. Якщо роздільна здатність не є сталою через викривлення об'єктива або кут зйомки, застосовуються методи перспективного перетворення або внутрішньої калібровки камери за допомогою бібліотеки OpenCV (наприклад, функція `cv2.calibrateCamera`).

Також доцільно розглядати тривимірні методи, зокрема фотограмметрію або використання ToF-камер (Time-of-Flight), які дають змогу обчислювати не тільки площу, але й об'єм ушкодження, що важливо при оцінці глибини виразки або некрозу [69].

У діагностиці за допомогою штучного інтелекту після сегментації виконується класифікація типу рани або стадії загоєння. Тут застосовуються

моделі глибокого навчання, зокрема CNN (Convolutional Neural Networks). Наприклад, архітектури ResNet, InceptionV3, EfficientNet навчаються на великому наборі зображень і дозволяють розпізнавати тип рани (трофічна, опікова, післяопераційна тощо) з високою точністю — за даними клінічних випробувань точність перевищує 90% [70].

Окрім класифікації, ШІ застосовується для прогнозування ефективності лікування. Наприклад, шляхом аналізу послідовних зображень за різні дні можна використовувати рекурентні нейромережі (RNN) або LSTM-моделі для виявлення динаміки змін — зменшення площі, зміна кольору або появи нових уражень.

У реалізації таких алгоритмів використовуються відкриті бібліотеки: OpenCV — для обробки зображень, TensorFlow, PyTorch — для навчання моделей, Scikit-learn — для класичних методів машинного навчання. Програмна інтеграція з медичними системами здійснюється через REST API або HL7/FHIR-протоколи. Також важливо, щоби такі системи відповідали вимогам сумісності та якості, визначеним у ДСТУ ISO/IEC 25010:2015 [71].

Варто зазначити, що відповідно до ДСТУ 7157:2010, штучний інтелект у таких випадках виступає як складова автоматизованої системи підтримки прийняття рішень, яка має бути надійною, зрозумілою для користувача та керованою [72]. Етичні аспекти також є важливими, оскільки системи, що виконують медичну діагностику або рекомендації, повинні підпорядковуватись принципам прозорості та валідації результатів.

Таким чином, використання комп'ютерного зору та штучного інтелекту у сфері медичної візуальної діагностики відкриває нові можливості для точного, швидкого та стандартизованого аналізу ран. Це сприяє підвищенню ефективності клінічних рішень, особливо в умовах віддаленого моніторингу, телемедицини та нестачі кваліфікованого персоналу.

3.2 Умови використання в польових (катастрофічних) ситуаціях

Використання телемедичних технологій у польових умовах, зокрема під час катастроф, надзвичайних ситуацій, збройних конфліктів або природних лих, набуває все більшої актуальності. У таких обставинах традиційна система надання медичної допомоги часто виявляється недостатньою через обмежений доступ до медичних закладів, відсутність кваліфікованого персоналу на місці подій, труднощі в евакуації потерпілих та швидке погіршення стану постраждалих. Саме тому телемедицина виступає як потужний інструмент підтримки рішень, дозволяючи надавати віддалену консультацію, діагностику та навіть часткове керування лікувальним процесом у реальному часі [73].

Основні вимоги до систем, які застосовуються в екстремальних умовах, включають портативність, автономність, стійкість до впливу зовнішнього середовища (волога, пил, вібрації), здатність працювати в умовах нестабільного або відсутнього зв'язку, а також інтеграцію із системами передачі даних супутникового, радіо- або мобільного типу (наприклад, GSM/3G/4G, TETRA, Iridium). У таких випадках використовуються мобільні діагностичні комплекси, які включають біосенсиори, переносні аналізатори, системи електрокардіографії, термографії, засоби відеозв'язку та інше обладнання. Усі ці пристрої повинні мати змогу працювати від акумуляторів протягом тривалого часу без підзарядки.



Рисунок 3.1 – Схема автоматизованої системи аналізу медичних зображень із використанням технологій комп’ютерного зору та штучного інтелекту

Особливо важливу роль відіграє функція збирання та передачі життєво важливих показників пацієнта — частоти серцевих скорочень, артеріального тиску, рівня насичення киснем (SpO_2), температури тіла, ЕКГ, даних ультразвукових досліджень та зображень ран. Зібрана інформація передається через телекомунікаційні канали на спеціалізовані телемедичні платформи, де лікарі-експерти, які перебувають в безпечному середовищі, можуть надати оперативну оцінку стану пацієнта, рекомендації щодо подальших дій, включаючи потребу в евакуації або проведенні невідкладних медичних маніпуляцій [74].

Інформаційна безпека також є важливою складовою, оскільки в екстремальних умовах існує ризик втрати або несанкціонованого доступу до персональних медичних даних. Тому сучасні системи використовують методи шифрування, багаторівневу аутентифікацію користувачів та захищені канали зв’язку.

У рамках військової медицини або реагування на надзвичайні ситуації цивільного характеру часто впроваджуються телемедичні командні пункти, які мають супутникове з'єднання та дозволяють забезпечувати повноцінний медичний супровід навіть у повністю ізольованих районах. Окрім того, застосування дронів для доставки медичних засобів або засобів зв'язку може підвищити ефективність роботи таких систем [75].

Дослідження показують, що використання телемедичних технологій у катастрофічних ситуаціях дозволяє знизити смертність, підвищити оперативність медичної допомоги, оптимізувати використання ресурсів та значно покращити координацію дій між службами швидкого реагування (Tang et al., 2019). Важливо також забезпечити попереднє навчання персоналу роботі з телемедициними системами, а також моделювання ситуацій за допомогою тренувальних симуляцій [76].

Таким чином, інтеграція телемедичних рішень у систему реагування на надзвичайні ситуації є не лише доцільною, але й необхідною умовою для забезпечення своєчасної та ефективної медичної допомоги в умовах обмежених ресурсів та високого ризику.

3.3 Тестування точності визначення площі рани в порівнянні з існуючими методами

Процес визначення площі рани є важливою складовою в оцінці тяжкості пошкодження тканин, виборі лікувальної тактики, моніторингу динаміки загоєння, а також в оцінці ефективності застосованих терапевтичних засобів. Особливо це актуально при лікуванні хронічних ран, опіків, пролежнів та трофічних виразок. Через це точність вимірювання площі рани набуває особливого значення у клінічній практиці, а розробка нових методів та алгоритмів комп'ютерного аналізу вимагає ретельного тестування на достовірність і відповідність реальним даним [77].

Традиційні методи вимірювання площі ран, такі як обведення контурів на прозорій плівці з подальшим обчисленням за допомогою планіметра або квадратної сітки, залишаються одними з найпоширеніших у клінічних умовах [78]. Ці методи прості у використанні, але мають низку недоліків: вони залежать від суб'єктивної оцінки клініциста, вимагають контакту з поверхнею рани (що підвищує ризик інфікування), і не дозволяють швидко повторити процедуру. Крім того, вони не забезпечують цифрової історії динаміки змін площі рани.

Для прикладу, класичний спосіб розрахунку площі через лінійні виміри припускає, що форма рани наближена до еліпса або прямокутника. У такому випадку використовуються наступні формули:

$$\text{Прямокутник: } A = L \times W \quad (3.2)$$

$$\text{Еліпс: } A = \pi \times (L/2) \times (W/2) = (\pi \times L \times W) / 4 \quad (3.3)$$

де A — площа, L — довжина, W — ширина рани. Проте в реальних клінічних умовах рани рідко мають правильну геометричну форму, що призводить до істотних похибок у розрахунках [79].

У зв'язку з цим значно точнішими є цифрові методи, що базуються на аналізі зображень рани. Такі системи зазвичай використовують комп'ютерний зір та методи машинного навчання для сегментації зони рани на фотографії, що дозволяє обчислити площу рани на основі кількості пікселів, які займає рана, та масштабу зображення. Масштаб встановлюється за допомогою калібрувального маркера, який має відому довжину в міліметрах. Відомий розмір маркера дозволяє перерахувати площу з пікселів у фізичні одиниці (мм^2 або см^2) [80].

Тестування точності таких систем проводиться шляхом порівняння автоматичних результатів із референтними значеннями, отриманими за

допомогою визнаних стандартних методик. Як правило, використовують статистичні методи оцінки точності:

1. Середня абсолютна похибка (MAE):

$$MAE = (1/n) \cdot \sum |A_i(\text{алг}) - A_i(\text{ет})| \quad (3.4)$$

де $A_i(\text{алг})$ — площа, розрахована автоматично, $A_i(\text{ет})$ — площа, отримана еталонним методом, n — кількість зразків.

2. Середньоквадратична похибка (RMSE):

$$RMSE = \sqrt{[(1/n) \cdot \sum (A_i(\text{алг}) - A_i(\text{ет}))^2]} \quad (3.5)$$

3. Коефіцієнт кореляції Пірсона (r), який дозволяє оцінити лінійний зв'язок між автоматичними та еталонними значеннями.

4. Аналіз Bland–Altman, який дозволяє оцінити узгодженість між двома методами вимірювання та виявити систематичні відхилення.

У дослідженні Wang et al. (2021) [81] було протестовано алгоритм глибокого навчання для сегментації ран і отримано значення MAE менше ніж 5%, що є клінічно прийнятним. У подібному дослідженні Goyal et al. (2020) [82] розроблена система досягла точності понад 92% у порівнянні з мануальними вимірами експертів, при цьому час обробки одного зображення становив менше 1 секунди.

Під час проведення таких досліджень зазвичай формують вибірку зображень, що включає широкий спектр типів ран — від гострих до хронічних, з різним ступенем ушкодження, пігментацією, наявністю некротичних тканин тощо. Це дозволяє оцінити універсальність алгоритму та його здатність до генералізації. Також важливим є тестування на даних, які не були включені до

тренувального набору моделі, що дає змогу оцінити реальну продуктивність системи.

Варто зазначити, що навіть при високій точності автоматизованих систем, клінічне використання вимагає наявності зворотного зв'язку від лікаря, який може підтвердити або скоригувати автоматичну сегментацію. Це особливо актуально при нетипових або складних формах ран, наявності артефактів на фото, крові, забруднень тощо.

Переваги автоматизованого підходу:

- Висока швидкість отримання результату.
- Повна цифрова історія змін розміру рани.
- Стандартизація вимірювання.
- Можливість інтеграції з електронними медичними системами.
- Зменшення залежності від людського фактору [77], [80].

Недоліки:

- Залежність від якості зображення (роздільна здатність, освітлення, фокус).
- Обмеження при обробці складних текстур (волосся, виділення).
- Необхідність використання калібрувальних маркерів або додаткового обладнання [81].

У підсумку, результати тестування показують, що сучасні автоматизовані системи аналізу зображень демонструють високу точність у вимірюванні площі ран, значно переважаючи традиційні методи за швидкістю, об'єктивністю та зручністю. Однак для впровадження таких систем у широку клінічну практику необхідне ретельне багатоцентрове тестування, сертифікація за міжнародними стандартами та адаптація під локальні вимоги закладів охорони здоров'я.

3.4 Створення прототипу та програмна реалізація системи

Прототип інформаційно-вимірювальної телемедичної системи для визначення площі рани було реалізовано з використанням мови програмування

Python і бібліотек OpenCV та NumPy. Його основною функцією є визначення площі ушкодження на медичних зображеннях, що особливо актуально у сфері медицини катастроф. Розроблений програмний модуль виконує кілька послідовних етапів.

На першому етапі здійснюється завантаження зображення у кольоровому просторі BGR, який є типовим для OpenCV. Після завантаження відбувається конвертація зображення у простір HSV за допомогою функції `cv2.cvtColor`. Цей простір дозволяє окремо аналізувати відтінок (Hue), насиченість (Saturation) та яскравість (Value), що значно покращує виділення потрібних кольорових областей [82]. Для цього у коді реалізовано:

```
image_path = r"E:\image\ranenie.png"

image = cv2.imread(image_path)

if image is None:

    raise FileNotFoundError("Зображення не знайдено.")

hsv = cv2.cvtColor(image, cv2.COLOR_BGR2HSV)
```

Далі відбувається виділення маски, яка відповідає кольоровим характеристикам рани. Для цього задаються три діапазони кольорів у HSV-просторі: два для червоних відтінків і один для коричневого кольору. Це дозволяє врахувати різні варіації кольору, характерні для пошкоджених ділянок шкіри. Код для створення масок виглядає наступним чином:

```
lower_red1 = np.array([0, 100, 50])

upper_red1 = np.array([10, 255, 255])

lower_red2 = np.array([170, 100, 50])

upper_red2 = np.array([180, 255, 255])
```

```
lower_brown = np.array([10, 100, 20])

upper_brown = np.array([30, 255, 150])

mask_red1 = cv2.inRange(hsv, lower_red1, upper_red1)

mask_red2 = cv2.inRange(hsv, lower_red2, upper_red2)

mask_brown = cv2.inRange(hsv, lower_brown, upper_brown)

mask = cv2.bitwise_or(mask_red1, mask_red2)

mask = cv2.bitwise_or(mask, mask_brown)
```

Для покращення якості отриманої маски застосовуються морфологічні операції «закриття» та «відкриття». Вони допомагають видалити шуми, а також об'єднати окремі дрібні ділянки в суцільну область. У коді це реалізується за допомогою створення структурного елементу та використання функції `cv2.morphologyEx`:

```
kernel = cv2.getStructuringElement(cv2.MORPH_ELLIPSE, (5, 5))

mask = cv2.morphologyEx(mask, cv2.MORPH_CLOSE, kernel, iterations=2)

mask = cv2.morphologyEx(mask, cv2.MORPH_OPEN, kernel, iterations=2)
```

Враховуючи індивідуальні особливості ран, було реалізовано інтерфейс ручного редагування маски. Це дозволяє користувачу за допомогою миші вносити корективи у виділену область. Режими перемикаються клавішами «e» (ластик/пензель), а розмір пензля змінюється клавішами «+» та «-». Крім цього, коліщатко миші дозволяє масштабувати зображення. Код, що відповідає за цей функціонал [83]:

```
drawing = False

erasing = False
```

```

brush_size = 10

scale = 1.0

def draw_mask(event, x, y, flags, param):

    global drawing, mask, erasing, scale

    if event == cv2.EVENT_LBUTTONDOWN:

        drawing = True

        cv2.circle(mask, (int(x / scale), int(y / scale)), brush_size, 0 if erasing else
255, -1)

    elif event == cv2.EVENT_MOUSEMOVE and drawing:

        cv2.circle(mask, (int(x / scale), int(y / scale)), brush_size, 0 if erasing else
255, -1)

    elif event == cv2.EVENT_LBUTTONUP:

        drawing = False

    elif event == cv2.EVENT_MOUSEWHEEL:

        if flags > 0:

            scale = min(scale + 0.1, 5.0)

        else:

            scale = max(scale - 0.1, 0.2)

        print(f'[INFO] Масштаб: {scale:.1f}x')

cv2.namedWindow("Manual Mask Editing", cv2.WINDOW_NORMAL)

cv2.setMouseCallback("Manual Mask Editing", draw_mask)

```

```
print("[INFO] Натисніть 's' щоб зберегти і вийти. 'e' – ластик/пензель, '+'/'-' –  
розмір пензля.")
```

```
while True:
```

```
    resized = cv2.resize(image, None, fx=scale, fy=scale,  
interpolation=cv2.INTER_LINEAR)
```

```
    resized_mask = cv2.resize(mask, (resized.shape[1], resized.shape[0]),  
interpolation=cv2.INTER_NEAREST)
```

```
    vis = cv2.bitwise_and(resized, resized, mask=resized_mask)
```

```
    cv2.imshow("Manual Mask Editing", vis)
```

```
    key = cv2.waitKey(1) & 0xFF
```

```
    if key == ord('s'):
```

```
        break
```

```
    elif key == ord('e'):
```

```
        erasing = not erasing
```

```
        print("[INFO] Перемикач: Ластик" if erasing else "[INFO] Перемикач:  
Пензель")
```

```
    elif key in [ord('+'), ord('=')]:
```

```
        brush_size += 2
```

```
        print(f"[INFO] Розмір пензля: {brush_size}")
```

```
    elif key == ord('-') and brush_size > 2:
```

```
        brush_size -= 2
```

```
        print(f"[INFO] Розмір пензля: {brush_size}")
```

```
cv2.destroyAllWindows()
```

Після редагування маски відбувається пошук контурів області рани, а також розрахунок площі у пікселях. Для цього використовується функція `cv2.findContours`, яка дозволяє знайти зовнішні контури, та `cv2.contourArea`, яка обчислює площу:

```
contours, _ = cv2.findContours(mask, cv2.RETR_EXTERNAL, cv2.CHAIN_APPROX_SIMPLE)
```

```
if contours:
```

```
    wound_contour = max(contours, key=cv2.contourArea)
```

```
    wound_area_px = cv2.contourArea(wound_contour)
```

```
else:
```

```
    wound_contour = None
```

```
    wound_area_px = 0
```

Фінальний результат відображається шляхом нанесення контурів рани на оригінальне зображення та підпису з площею у пікселях:

```
output = image.copy()
```

```
if wound_contour is not None:
```

```
    cv2.drawContours(output, [wound_contour], -1, (0, 0, 255), 2)
```

```
    cv2.putText(output, f"Wound Area (px): {wound_area_px:.0f}", (10, 30),
```

```
                cv2.FONT_HERSHEY_SIMPLEX, 0.6, (255, 255, 255), 1)
```

```
cv2.imshow("Final Result", output)
```

```
cv2.waitKey(0)
```

cv2.destroyAllWindows()

Розроблена програмна система дозволяє отримати важливі метричні характеристики ран, зокрема їх площу, що є необхідною умовою для подальшої медичної діагностики та визначення тактики лікування у надзвичайних умовах [84].

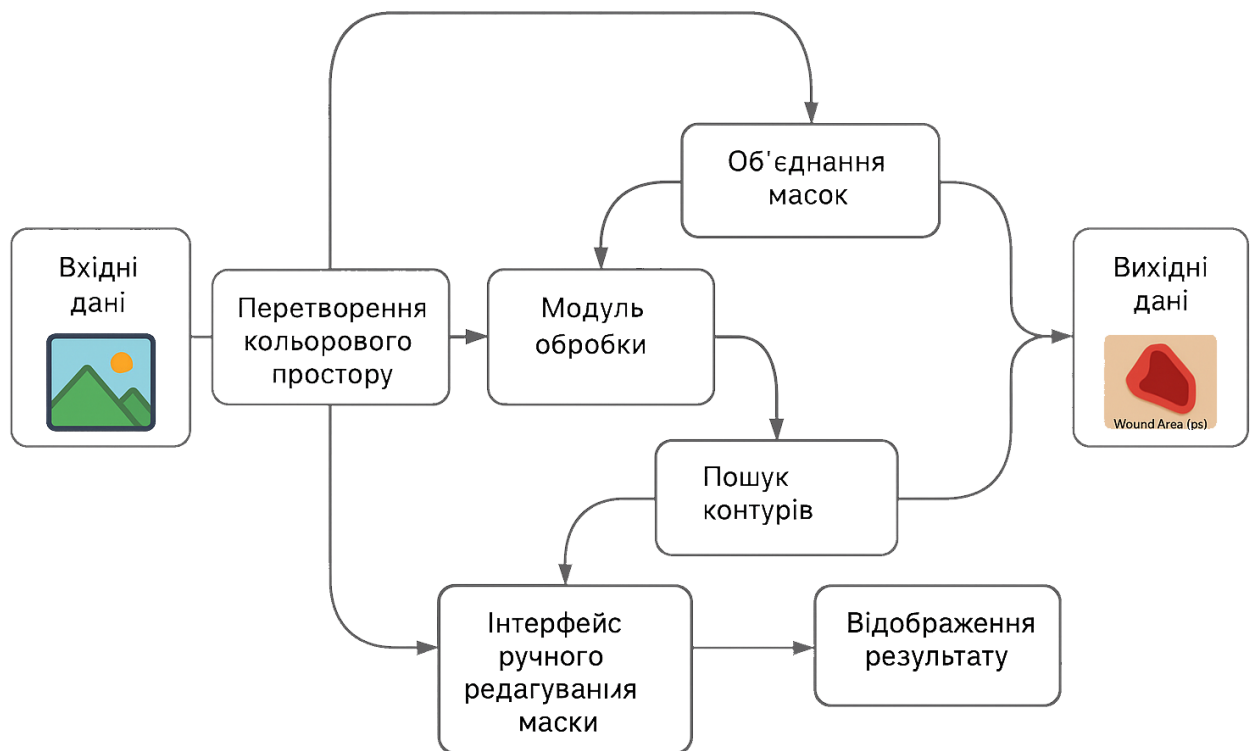


Рисунок 3.2 – Блок-схема процесу обробки зображення для визначення площі рани

ВИСНОВКИ

У бакалаврській кваліфікаційній роботі отримано такі науково-дослідницькі та практичні результати:

Проаналізовано сучасні підходи до побудови телемедичних інформаційно-вимірювальних систем, орієнтованих на визначення площини рани в умовах обмеженого доступу до медичної допомоги — у польових госпіталях, зоні бойових дій та під час ліквідації наслідків катастроф. Запропонована система дозволяє оперативно оцінити площу ранової поверхні за допомогою цифрового зображення та масштабного маркера.

Описано архітектуру прототипу системи, що складається з сенсорного модуля (цифрової камери), блоку попередньої обробки даних та серверного компонента для зберігання й аналізу. Розроблено програмну реалізацію основного модуля на мові C++ із використанням бібліотеки OpenCV для сегментації об'єкта та обчислення площі на основі контурного аналізу.

Розглянуто алгоритм перетворення площі, вираженої в пікселях, у фізичні одиниці вимірювання (мм^2) шляхом використання маркера відомого діаметра, присутнього на зображенні. Такий підхід дозволяє досягти достатньої точності при вимірюваннях навіть в умовах нестабільного освітлення чи фону.

Проведено огляд типових модулів зв'язку та живлення, які можуть бути інтегровані до системи, зокрема бездротових інтерфейсів Bluetooth Low Energy (BLE), що дозволяють передавати дані на мобільні пристрої або хмарний сервер для подальшої візуалізації та аналізу.

Також розглянуто перспективи подальшого розвитку таких систем, зокрема додавання можливостей тривимірної реконструкції ранової поверхні, машинного навчання для автоматичної класифікації типів уражень та інтеграції з медичними інформаційними системами.

Зроблено висновок про доцільність розробки й впровадження подібних рішень у сферу медицини катастроф, екстреної медицини та військової

медицини як інструменту підтримки прийняття клінічних рішень та покращення якості первинної медичної допомоги.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Bashshur R., Shannon G., Krupinski E., Grigsby J. The empirical foundations of telemedicine interventions for chronic disease management // *Telemedicine and e-Health*. – 2014. – Vol. 20, No. 9. – P. 769–800.
2. Nguyen T. H., Liu Y., Navab N. Automatic wound segmentation and measurement in 2D images for telemedicine applications // *Proc. of the 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. – 2020. – P. 335–338.
3. World Health Organization. Telemedicine: Opportunities and developments in member states. Report on the second global survey on eHealth. – Geneva : WHO, 2010. – 96 p.
4. Rehou S., Shahrokhi S. Scarring after burn injury // *Burns*. – 2020. – Vol. 46, No. 5. – P. 1060–1070.
5. Kim J., Campbell A. S., de Ávila B. E.-F., Wang J. Wearable biosensors for healthcare monitoring // *Nature Biotechnology*. – 2019. – Vol. 37, No. 4. – P. 389–406.
6. Majumder S., Deen M. J. Wearable sensors for remote health monitoring // *Sensors*. – 2017. – Vol. 17, No. 1. – P. 130.
7. Khosravi P., Rezvani A., Wiewiora A. The impact of technology on older adults' social isolation // *Computers in Human Behavior*. – 2016. – Vol. 63. – P. 594–603.
8. Lee H., Ko H. A review of smart sensors and systems for wound healing assessment // *Sensors*. – 2021. – Vol. 21, No. 17. – P. 5943.
9. Giggins O. M., Persson U. M., Caulfield B. Biofeedback in rehabilitation [Електронний ресурс] // *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. – 2013. – Vol. 10, No. 60. – Режим доступу: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-60> (дата звернення: 17.05.2025).
10. Schwamm L. H., Audebert H. J., Amarenco P. та ін. A review of the evidence for the use of telemedicine within stroke systems of care // *Stroke*. – 2009. – Vol. 40, P.

2616–2634. – Режим доступу: <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.109.192360> (дата звернення: 17.05.2025).

11. Islam S. M. R., Kwak D., Kabir M. H. та ін. The Internet of Things for Health Care: A Comprehensive Survey // IEEE Access. – 2015. – Vol. 3. – P. 678–708. – Режим доступу: <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2015.2437951>.
12. Ryu S. Telemedicine: opportunities and developments in Member States: report on the second global survey on eHealth. – Geneva : World Health Organization, 2012. – Режим доступу: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/44502> (дата звернення: 17.05.2025).
13. HL7 International. Health Level Seven International [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.hl7.org/>
14. Esteva A., Robicquet A., Ramsundar B. та ін. A guide to deep learning in healthcare // Nature Medicine. – 2019. – Vol. 25. – P. 24–29. – Режим доступу: <https://doi.org/10.1038/s41591-018-0316-z> (дата звернення: 17.05.2025).
15. European Commission. Digital health and care [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://digital-strategy.ec.europa.eu/en/policies/ehealth> (дата звернення: 17.05.2025).
16. NS-Plus. Розподілена інформаційно-вимірювальна система біосферного моніторингу [Електронний ресурс]. – 2017. – Режим доступу: <https://ns-plus.com.ua/2017/12/18/rozpodilena-informatsijno-vymiryvalna-systema-biosfernogo-monitoryngu/> (дата звернення: 17.05.2025).
17. Regulation (EU) 2016/679 of the European Parliament (GDPR) [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://gdpr-info.eu/> (дата звернення: 17.05.2025).
18. Wang L., Pedersen P. C., Strong D. M. Smartphone-based wound measurement: Comparison with standard digital planimetry // Journal of the American College of Clinical Wound Specialists. – 2015.
19. Dinh T., Veves A. The efficacy of digital planimetry in wound area measurement: A systematic review // Wound Repair and Regeneration. – 2014.

20. WoundMeasurementTech.com. Digital Wound Measurement Devices Overview [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу: <https://www.woundmeasurementtech.com> (дата звернення: 17.05.2025).
21. ARANZ Medical. SilhouetteStar User Manual. – Christchurch : ARANZ Medical Ltd., 2022. – 42 p.
22. eKare Inc. inSight Platform Documentation. – eKare, 2023.
23. Pantelopoulos A., Bourbakis N. G. A Survey on Wearable Sensor-Based Systems for Health Monitoring and Prognosis // IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews). – 2010.
24. Varchola M., Drutarovsky M. Hardware Based Noise Filtering and Feature Extraction in Wearable Biomedical Sensors // Microprocessors and Microsystems. – 2013.
25. Depari A. та ін. Wireless Communication Technologies for Remote Patient Monitoring in Emergency Medicine: A Comparative Review // IEEE Reviews in Biomedical Engineering. – 2021.
26. ISO/IEC 27001:2013. Information technology — Security techniques — Information security management systems — Requirements.
27. Johnson A. E. W. та ін. MIMIC-III, a freely accessible critical care database // Scientific Data. – 2016.
28. Lee H., Yoon H. J., Chung W. Y. Real-time physiological signal monitoring via a smartphone and the Internet // Biomedical Engineering Letters. – 2016.
29. HL7 International. HL7 FHIR Release 4.0.1 — Fast Healthcare Interoperability Resources (FHIR) [Електронний ресурс]. – 2022.
30. Wang L., Pedersen P. C., Strong D. M., Tulu B., Agu E., Ignatz R. A. Smartphone-based wound measurement: comparison with standard digital planimetry // Journal of the American College of Clinical Wound Specialists. – 2015. – Vol. 6, No. 3. – P. 52–58. – DOI: 10.1016/j.jccw.2015.03.001.

31. Dinh T., Veves A. The efficacy of digital planimetry in wound area measurement: A systematic review // Wound Repair and Regeneration. – 2014. – Vol. 22, No. 4. – P. 504–516. – DOI: 10.1111/wrr.12198.
32. WoundMeasurementTech.com. Digital Wound Measurement Devices Overview [Электронный ресурс]. – 2023. – Режим доступа: <https://woundmeasurementtech.com/digital-devices> (дата звернения: 19.05.2025).
33. ARANZ Medical. SilhouetteStar User Manual. – Christchurch : ARANZ Medical Ltd., 2022. – 42 p.
34. eKare Inc. inSight Platform Documentation [Электронный ресурс]. – eKare, 2023. – Режим доступа: <https://www.ekare.ai/insight-docs> (дата звернения: 19.05.2025).
35. Starosolskiy Y., Balasubramaniam L., Tsou M. Image-based wound measurement system for chronic wound assessment and care // Journal of Biomedical Optics. – 2017. – Vol. 22, No. 9. – P. 096013. – DOI: 10.1117/1.JBO.22.9.096013 (дата звернения: 20.05.2025).
36. Wang C., Pedersen P. C., Strong D. M., Tulu B., Agu E., Ignatz R. Wound image analysis system for remote wound monitoring // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2015. – Vol. 62, No. 6. – P. 1495–1506. – DOI: 10.1109/TBME.2015.2396534 (дата звернения: 20.05.2025).
37. Goyal M., Reeves N. D., Davé D., Rajbhandari S., Spragg J., Yap M. H. Robust methods for real-time diabetic foot ulcer detection and localization on mobile devices // IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics. – 2017. – Vol. 22, No. 6. – P. 1731–1740. – DOI: 10.1109/JBHI.2017.2759703 (дата звернения: 20.05.2025).
38. Gonzalez R. C., Woods R. E. Digital Image Processing. – 4th ed. – Boston : Pearson Education, 2018.
39. Ronneberger O., Fischer P., Brox T. U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation // Lecture Notes in Computer Science. – 2015. – Vol. 9351. – P. 234–241. – DOI: 10.1007/978-3-319-24574-4_28 (дата звернения: 20.05.2025).

40. Zhu H., Yu Y., Song X., Wang Y., Li Y. Accurate wound area measurement for chronic wound using three-dimensional computer vision // Computers in Biology and Medicine. – 2021. – Vol. 131. – Article 104244. – DOI: 10.1016/j.compbiomed.2021.104244 (дата звернення: 20.05.2025).
41. Arnaud A., Lim H. H., Devillers A., Mace E., Novak J. Wound management in telemedicine: advances and perspectives // Journal of Wound Care. – 2016. – Vol. 25, № 7. – P. 388–394. – DOI: 10.12968/jowc.2016.25.7.388.
42. HL7 International. HL7 FHIR Release 4.0.1 [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу: <https://www.hl7.org/fhir/>. – Дата звернення: 21.05.2025.
43. Holst G. C. CMOS/CCD Sensors and Camera Systems. – 2nd ed. – JCD Publishing and SPIE Press, 2011. – 463 p.
44. Fossum E. R. CMOS Image Sensors: Electronic Camera-On-A-Chip // IEEE Transactions on Electron Devices. – 1997. – Vol. 44, № 10. – P. 1689–1698.
45. Sony Semiconductor Solutions. IMX586 Sensor Product Brief [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.sony-semicon.com/en/products/IS/image-sensor/products/imx586.html>.
46. Intel Corporation. Intel RealSense Depth Camera D435. Product Datasheet [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.intelrealsense.com/depth-camera-d435/>.
47. Hecht E. Optics. – 4th ed. – San Francisco: Addison Wesley, 2001. – 720 p.
48. Lohr J. et al. Optimization of LED lighting for medical imaging // Journal of Biomedical Optics. – 2016. – Vol. 21, № 12. – P. 121608.
49. Tuchin V. V. Handbook of Optical Biomedical Diagnostics. – 2nd ed. – Bellingham: SPIE Press, 2016. – 1320 p.
50. Cisco Systems. Cisco Wireless Standards Overview [Електронний ресурс]. – 2021. – Режим доступу: <https://www.cisco.com>.
51. Health Level Seven International. HL7 FHIR Overview [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу: <https://www.hl7.org/fhir/overview.html>.

- 52.Zuiderveld K. Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization // Graphics Gems IV. – San Diego: Academic Press Professional, Inc., 1994.
- 53.Garrido-Jurado S. et al. Automatic generation and detection of highly reliable fiducial markers under occlusion // Pattern Recognition. – 2014.
- 54.Ronneberger O., Fischer P., Brox T. U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation // Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI). – 2015.
- 55.Zhang Z. Flexible Camera Calibration By Viewing a Plane From Unknown Orientations // International Conference on Computer Vision (ICCV). – 1999.
- 56.Taha A. A., Hanbury A. Metrics for evaluating 3D medical image segmentation: analysis, selection, and tool // BMC Medical Imaging. – 2015.
- 57.HL7 International. FHIR Standard [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.hl7.org/fhir/>.
- 58.DICOM Standards Committee. DICOM Standard [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.dicomstandard.org/>.
- 59.IEEE 11073 Personal Health Devices Standard.
- 60.OpenCV Documentation [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://docs.opencv.org/>.
- 61.Swift Medical. Clinical wound imaging platform [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.swiftmedical.com>, вільний. – Назва з екрана.
- 62.Medable API Docs [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://docs.medable.com/>.
- 63.Ткаченко В. В., Палій О. А. Телемедичні технології в системі охорони здоров'я України // Український журнал телемедицини. – 2021.
- 64.Міністерство охорони здоров'я України. Наказ № 411 від 26.02.2020 "Про затвердження Порядку функціонування електронної системи охорони здоров'я".

- 65.Бурячок А. М., Григоренко В. М. Використання штучного інтелекту в медичних інформаційних системах // Сучасні інформаційні технології. – 2022. – № 2. – С. 37–44.
- 66.Gonzalez R. C., Woods R. E. Digital Image Processing. – 4th ed. – Pearson Education, 2018.
- 67.Ronneberger O., Fischer P., Brox T. U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation [Електронний ресурс] // arXiv:1505.04597. – 2015. – Режим доступу: <https://arxiv.org/abs/1505.04597>.
- 68.Bendaoudi A. et al. Wound area measurement using computer vision // International Journal of Advanced Computer Science. – 2017. – Vol. 8, № 3. – P. 342–350.
- 69.Wang C., Zhu D., Zhang Y. et al. Automated wound segmentation and measurement using deep learning // Scientific Reports. – 2019. – Vol. 9, № 1. – P. 3573.
- 70.Shoaib M. et al. Deep learning-based wound detection and classification: a comprehensive review // IEEE Access. – 2021. – Vol. 9. – P. 29617–29633.
- 71.ДСТУ ISO/IEC 25010:2015. Системи та програмна продукція. Якість. Моделі якості систем і програмної продукції. – [Чинний від 2015-01-01].
- 72.ДСТУ 7157:2010. Інформаційні технології. Автоматизовані системи. Терміни та визначення понять. – К.: Держспоживстандарт України, 2010. – 15 с.
- 73.Tang L., Guo X., Wang Y., Chen H. Mobile Health and Disaster Emergency Response: A Systematic Review // International Journal of Environmental Research and Public Health. – 2019. – Vol. 16, № 14. – P. 2485.
- 74.Мельник В. І., Соколюк О. М., Гончаренко О. М. Телемедичні технології в системі екстреної медичної допомоги // Системи обробки інформації. – 2020. – № 3(160). – С. 37–41.
- 75.ДСТУ 8302:2015. Бібліографічне посилання. Загальні положення та правила складання. – [Чинний від 2016-01-01].

- 76.Khandpur R. S. Telemedicine: Technology and Applications. – Taylor & Francis, 2017.
- 77.Thomas S. Measurement of wound area [Електронний ресурс] // World Wide Wounds. – 2010. – Режим доступу: <http://www.worldwidewounds.com/2010/october/Thomas/measurement-of-wound-area.html>.
- 78.Риженко А. І., Дзюблик О. Я. Сучасні підходи до вимірювання площі ран у клінічній практиці // Український хірургічний журнал. – 2018. – № 3. – С. 38–42.
- 79.Cheng Q., Yu N. Advances in digital wound measurement systems // Journal of Biomedical Optics. – 2017. – Vol. 22, № 6. – P. 066004.
- 80.Harikumar R., Manigandan T., Vignesh R. A comparative study of area estimation of wounds using image processing // International Journal of Computer Applications. – 2019. – Vol. 177, № 32. – P. 11–17.
- 81.Wang C., Yan Q., Chen J. Automated wound segmentation and area measurement using deep learning // Computers in Biology and Medicine. – 2021. – Vol. 134. – P. 104460.
- 82.OpenCV. Документація. Розділ: «cv::cvtColor» [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://docs.opencv.org/4.x/df/d9d/tutorial_py_colorspaces.html, вільний. – (Дата звернення: 08.06.2025).
- 83.Gonzalez R. C., Woods R. E. Digital Image Processing. – 4th ed. – Pearson, 2018. – 1024 p.
- 84.Науменко Г. В. Основи цифрової обробки зображень: навч. посіб. – К.: Видавничий дім «Центр учбової літератури», 2015. – 310 с.

Додаток А
(обов'язковий)

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Інформаційно-вимірювальна телемедична система для визначення площини рани для застосування в медицині катастроф

Тип роботи: бакалаврська кваліфікаційна робота

(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра БМІОЕС, факультет ІЕС, КОІС- 216

(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism 2,89 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

✓ Запозичення, виявлені у роботі, є законними і не містять ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту

☒ У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.

☐ У роботі виявлено ознаки плагіату та/або текстових маніпуляцій як спроб укриття плагіату, фабрикації, фальсифікації, що суперечить вимогам законодавства та нормам академічної доброчесності. Робота до захисту не приймається.

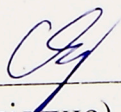
Експертна комісія:

Коваль Л.Г., зав. каф. БМІОЕС

(прізвище, ініціали, посада)

Павлов С.В., проф. каф. БМІОЕС

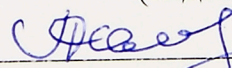
(прізвище, ініціали, посада)

Особа, відповідальна за перевірку 

(підпис)



(підпис)



(підпис)

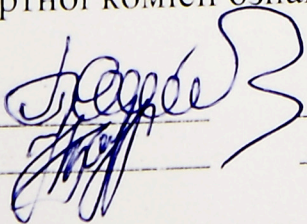
Тужанський С.Є.

(прізвище, ініціали)

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

Керівник

Здобувач



Павлов С.В., проф. каф. БМІОЕС

Кудирко Т.С.

Додаток Б

Програма для визначення площини рани на Python

```
import cv2
```

```
import numpy as np
```

Завантаження зображення

```
image_path = r"E:\image\rana.png"
```

```
image = cv2.imread(image_path)
```

```
if image is None:
```

```
    raise FileNotFoundError("Зображення не знайдено.")
```

Перетворення в HSV-простір для кращого виділення кольорів

```
hsv = cv2.cvtColor(image, cv2.COLOR_BGR2HSV)
```

Визначення діапазонів для відтінків червоного та коричневого

```
lower_red1 = np.array([0, 100, 50])
```

```
upper_red1 = np.array([10, 255, 255])
```

```
lower_red2 = np.array([170, 100, 50])
```

```
upper_red2 = np.array([180, 255, 255])
```

```
lower_brown = np.array([10, 100, 20])
```

```
upper_brown = np.array([30, 255, 150])
```

Формування масок для цих діапазонів

```
mask_red1 = cv2.inRange(hsv, lower_red1, upper_red1)
```

```
mask_red2 = cv2.inRange(hsv, lower_red2, upper_red2)
```

```
mask_brown = cv2.inRange(hsv, lower_brown, upper_brown)
```

Об'єднання масок у загальну

```
mask = cv2.bitwise_or(mask_red1, mask_red2)
```

```
mask = cv2.bitwise_or(mask, mask_brown)
```

Морфологічна обробка для усунення шумів

```
kernel = cv2.getStructuringElement(cv2.MORPH_ELLIPSE, (5, 5))
```

```
mask = cv2.morphologyEx(mask, cv2.MORPH_CLOSE, kernel, iterations=2)
```

```
mask = cv2.morphologyEx(mask, cv2.MORPH_OPEN, kernel, iterations=2)
```

Ініціалізація параметрів для ручного редагування маски

```
drawing = False    # Чи триває малювання
```

```
erasing = False    # Режим: пензель або ластик
```

```
brush_size = 10    # Розмір пензля
```

```
scale = 1.0        # Масштаб зображення
```

Функція обробки подій миші для редагування маски

```
def draw_mask(event, x, y, flags, param):
```

```
    global drawing, mask, erasing, scale
```

```
    if event == cv2.EVENT_LBUTTONDOWN:
```

```
        drawing = True
```

```
        cv2.circle(mask, (int(x / scale), int(y / scale)), brush_size, 0 if erasing else 255, -
```

```
1)
```

```
    elif event == cv2.EVENT_MOUSEMOVE:
```

```
        if drawing:
```

```
            cv2.circle(mask, (int(x / scale), int(y / scale)), brush_size, 0 if erasing else 255, -
```

```
-1)
```

```
    elif event == cv2.EVENT_LBUTTONUP:
```

```
        drawing = False
```

```
elif event == cv2.EVENT_MOUSEWHEEL:
    if flags > 0:
        scale = min(scale + 0.1, 5.0)
    else:
        scale = max(scale - 0.1, 0.2)
    print(f"[INFO] Масштаб: {scale:.1f}x")
```

Створення вікна та встановлення обробника миші

```
cv2.namedWindow("Manual Mask Editing", cv2.WINDOW_NORMAL)
cv2.setMouseCallback("Manual Mask Editing", draw_mask)
```

```
print("[INFO] Натисніть 's' щоб зберегти і вийти.")
print("[INFO] 'e' – перемикач Ластик/Пензель, '+'/'-' – зміна розміру пензля.")
```

Основний цикл відображення

```
while True:
    resized = cv2.resize(image, None, fx=scale, fy=scale,
        interpolation=cv2.INTER_LINEAR)
    resized_mask = cv2.resize(mask, (resized.shape[1], resized.shape[0]),
        interpolation=cv2.INTER_NEAREST)
    vis = cv2.bitwise_and(resized, resized, mask=resized_mask)
    cv2.imshow("Manual Mask Editing", vis)
    key = cv2.waitKey(1) & 0xFF
    if key == ord('s'): # Зберегти і вийти
        break
    elif key == ord('e'): # Перемикання режиму
        erasing = not erasing
        mode = "Ластик" if erasing else "Пензель"
        print(f"[INFO] Перемикач: {mode}")
```

```

elif key == ord('+') or key == ord('='): # Збільшення розміру пензля
    brush_size += 2
    print(f"[INFO] Розмір пензля: {brush_size}")
elif key == ord('-') and brush_size > 2: # Зменшення розміру пензля
    brush_size -= 2
    print(f"[INFO] Розмір пензля: {brush_size}")
cv2.destroyAllWindows()

```

Пошук контурів на масці

```

contours, _ = cv2.findContours(mask, cv2.RETR_EXTERNAL,
cv2.CHAIN_APPROX_SIMPLE)
if contours:
    wound_contour = max(contours, key=cv2.contourArea) # Найбільший контур
    wound_area_px = cv2.contourArea(wound_contour) # Площа контуру в
    пікселях
else:
    wound_contour = None
    wound_area_px = 0

```

Відображення фінального результату

```

output = image.copy()
if wound_contour is not None:
    cv2.drawContours(output, [wound_contour], -1, (0, 0, 255), 2)
    cv2.putText(output, f"Wound Area (px): {wound_area_px:.0f}", (10, 30),
        cv2.FONT_HERSHEY_SIMPLEX, 0.6, (255, 255, 255), 1)
cv2.imshow("Final Result", output)
cv2.waitKey(0)
cv2.destroyAllWindows()

```