

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ

(повна назва інституту/факультету)

кафедра БІОМЕДИЧНОЇ КІБЕРНЕТИКИ

(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»

УДК 004.92

«До захисту допущено»

В.о.завідувача кафедри БМК

_____ Світлана АЛХІМОВА
(підпис) (ініціали, ПРІЗВИЩЕ)

“ ___ ” *грудня* 2024р.

Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра
за освітньо-професійною програмою
«Комп'ютерні технології в біології та медицині»
зі спеціальності 122 «Комп'ютерні науки»

на тему: **Реконструкція тривимірної моделі структур серця на основі
аналізу двовимірних ультразвукових зображень**

Виконав: студент II курсу, групи ЗК-31мп

КРОЙС НАЗАРІЙ ІВАНОВИЧ

(прізвище, ім'я, по батькові)


(підпис)

Науковий керівник:

канд. фіз.-мат. наук, доцент каф. БМК Федорін Ілля Валерійович

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ім'я, по ініціалах)

(підпис)

Консультант з розділів магістерської дисертації:

(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент: *доцент каф. БМІ, к.т.н., доцент кафедри БМІ, к.ф.-м.н.,*

Соломін Андрій Вячеславович

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент _____


(підпис)

Київ – 2024 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Факультет біомедичної інженерії

Кафедра біомедичної кібернетики

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 122 «Комп'ютерні науки»

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерні технології в біології та медицині»

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о.завідувача кафедри БМК

_____ Світлана АЛХІМОВА

«06» листопада 2024 р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

КРОЙС НАЗАРІЙ ІВАНОВИЧ

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації **Реконструкція тривимірної моделі структур серця на основі аналізу двовимірних ультразвукових зображень**

науковий керівник дисертації

Федорін Ілля Валерійович, канд. фіз.-мат. наук, доцент кафедри БМК

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «08» листопада 2024 р. №5025-с_

2. Термін подання студентом дисертації **20-22 листопада 2024 року**

3. Об'єкт дослідження *Тривимірні моделі структур серця та ультразвукове зображення.*

4. Вихідні дані *Набір двовимірних ультразвукових зображень*

5. Перелік завдань, які потрібно розробити *Реконструювання структури серця у тривимірному просторі використовуючи лише одне ультразвукове зображення*

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу *20 презентаційних слайдів*

7. Орієнтовний перелік публікацій *2 публікації*

8. Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Магістерської дисертації	-	-	-

9. Дата видачі завдання **06 листопада 2024р.**

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Отримати завдання на МД	До 28.10.2024	<i>виконано</i>
2	Завершення оформлення розділів МД (Вступ, теоретична та аналітична частина)	До 28.10.2024	<i>виконано</i>
3	Завершення виконання практичної частина МД	До 30.10.2024	<i>виконано</i>
4	Апробація результатів дослідження (публікації, акти впровадження тощо)	До 25.11.2024	<i>виконано</i>
5	Перевірка МД науковим керівником	До 18.11.2024	<i>виконано</i>
6	Подання в електронному вигляді МД на перевірку подібності Strike Plagiarism com. Отримати позитивний звіт.	До 20.11.2024	<i>виконано</i>
7	Подання в електронному вигляді МД на перевірку номоконтролера	До 02.12.2024	<i>виконано</i>
8	Отримати відгук наукового керівника	До 04.12.2024	<i>виконано</i>
9	Надати на кафедру пакет документів в паперовому та електронному вигляді (МД, відгук керівника, заключення Strike Plagiarism com)	До 04.12.2024.	<i>виконано</i>
10	Отримати допуск до захисту МД в ЕК та направлення до рецензента	04-06 грудня 2024	<i>виконано</i>
11	Подання МД рецензенту. Отримання рецензії.	До 12 грудня 2024р.	<i>виконано</i>
12	Подання супровідного пакету документів по МД до захисту в ЕК	До 13 грудня 2024р.	<i>виконано</i>
13	Захист МД в ЕК	16-21 грудня 2024р.	

Студент

(підпис)

Назарій КРОЙС

(ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Науковий керівник

Ілля ФЕДОРІН

(ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Нормоконтролер

Галина КОРНІЄНКО

(підпис)

(ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Реферат

Магістерська дисертація за темою «Реконструкція тривимірної моделі структур серця на основі аналізу двовимірних ультразвукових зображень» виконана студентом кафедри біомедичної кібернетики БМК Кройсом Назарієм Івановичем зі спеціальності 122 «Комп'ютерні науки» за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерні технології в біології та медицині» та складається зі: вступу; 5 розділів («Огляд існуючих методів побудови тривимірних зображень серця», «Теоретичні основи застосування підходів для тривимірної реконструкції серця», «Аналіз етапів побудови тривимірної моделі серця», «Програмна реалізація тривимірної реконструкції на основі двовимірних зображень серця», «Розрахунок стартап-проекту»), висновків до кожного з цих розділів; загальних висновків; списку використаних джерел, який налічує 57 джерел. Загальний обсяг роботи 109 сторінок.

Актуальність теми. Постійне зростання потреби у впровадженні ефективних технологічних рішень для тривимірної візуалізації серця на основі двовимірних ультразвукових зображень зумовлене необхідністю покращення діагностики серцево-судинних захворювань. Інформаційні системи, які спеціально розроблені для тривимірної реконструкції, можуть значно поліпшити точність діагностики та планування лікування.

Мета дослідження. Створення програмного рішення для реконструкції тривимірної моделі серця на основі аналізу двовимірних ультразвукових зображень, що дозволить покращити процес діагностики серцево-судинних захворювань.

Об'єкт дослідження. Тривимірні моделі структур серця та ультразвукове зображення.

Предмет дослідження. Методи реконструкції тривимірних моделей структур серця на основі двовимірних ультразвукових зображень.

Методи дослідження. Комплексний підхід до вирішення поставлених завдань, що включає використання нейронної мережі U-Net для сегментації

зображень, методи передоброби зображень та різні підходи до тривимірної реконструкції.

Практичне значення одержаних результатів. Магістерська дисертація не виконувалась на замовлення.

Публікації. За результатами виконаної роботи опубліковано 2 статті в наукових журналах:

1. Федорін, Ілля, and Назарій Кройс. 2023. “ТЕОРЕТИЧНІ АСПЕКТИ ТА МЕТОДОЛОГІЯ ТРИВИМІРНОЇ КОМП’ЮТЕРНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ.” Наука і Техніка Сьогодні. doi:10.52058/2786-6025-2023-12(26)-820-833.
2. Федорін, Ілля, and Назарій Кройс. 2023. “ПРОГРАМНИЙ ДОДАТОК ДЛЯ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ТА ОБРОБКИ ТРЬОХВИМІРНИХ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ.” Наука і Техніка Сьогодні. doi:10.52058/2786-6025-2023-12(26)-806-819.

Ключові слова. Тривимірна реконструкція, ультразвукова діагностика, сегментація зображень, нейронні мережі, комп’ютерна візуалізація.

Бібліографічний опис МД.

Кройс Н. І. Реконструкція тривимірної моделі структур серця на основі аналізу двовимірних ультразвукових зображень: магістерська дис.: 122 Комп’ютері науки / Кройс Назарій Іванович. – Київ, 2024. – 109 с.

Abstract

The master's thesis on "Reconstruction of three-dimensional model of heart structures based on the analysis of two-dimensional ultrasound images" was completed by Nazarii Krois, a student of the Department of Biomedical Cybernetics, specializing in 122 «Computer Science» under the educational-professional program "Computer Technologies in Biology and Medicine." It consists of an introduction; 5 chapters («Overview of Existing Methods for Building Three-dimensional Heart Images», «Theoretical Foundations of Approaches for Three-dimensional Heart Reconstruction» «Analysis of Heart Three-dimensional Model Building Stages» «Software Implementation of Three-dimensional Reconstruction Based on Two-dimensional Heart Images», «Startup Project Calculation»), conclusions to each chapter; general conclusions; a list of references containing 57 sources. The total volume of the thesis is 109 pages.

Relevance of the Topic. The constant need to implement effective technological solutions for three-dimensional heart visualization based on two-dimensional ultrasound images is driven by the necessity to improve cardiovascular disease diagnosis. Information systems specifically designed for three-dimensional reconstruction can significantly enhance diagnostic accuracy and treatment planning.

Research Objective. To create a software solution for reconstructing three-dimensional heart models based on two-dimensional ultrasound image analysis, which will improve the cardiovascular disease diagnostic process.

Research Object. Three-dimensional models of heart structures and ultrasound images.

Research Subject. Methods for reconstructing three-dimensional models of heart structures based on two-dimensional ultrasound images.

Research Methods. A comprehensive approach to solving tasks, including the use of U-Net neural network for image segmentation, image preprocessing methods, and various approaches to three-dimensional reconstruction.

Practical Significance of the Results. The master's thesis was not commissioned.

Publications. Two articles were published in scientific journals based on the research results:

1. Федорін, Ілля, and Назарій Кройс. 2023. “ТЕОРЕТИЧНІ АСПЕКТИ ТА МЕТОДОЛОГІЯ ТРИВИМІРНОЇ КОМП’ЮТЕРНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ.” Наука і Техніка Сьогодні. Ukrainian Assembly of Doctors of Science in Public Administration. doi:10.52058/2786-6025-2023-12(26)-820-833.
2. Федорін, Ілля, and Назарій Кройс. 2023. “ПРОГРАМНИЙ ДОДАТОК ДЛЯ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ТА ОБРОБКИ ТРЬОХВИМІРНИХ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ.” Наука і Техніка Сьогодні. Ukrainian Assembly of Doctors of Science in Public Administration. doi:10.52058/2786-6025-2023-12(26)-806-819.

Keywords. Three-dimensional reconstruction, ultrasound diagnostics, image segmentation, neural networks, computer visualization.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, ТЕРМІНІВ.....	11
ВСТУП.....	13
РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ПОБУДОВИ ТРИВИМІРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ СЕРЦЯ	17
1.1 Аналіз існуючих підходів в діагностиці з використанням тривимірної візуалізації	17
1.2 Аналіз існуючих аналогів для тривимірної візуалізації клінічно важливої інформації про серце.....	22
Висновок до розділу 1	26
РОЗДІЛ 2 ТЕОРЕТИЧНА ОСНОВА ЗАСТОСУВАННЯ ПІДХОДІВ ДЛЯ ТРИВИМІРНОЇ РЕКОНСТРУКЦІЇ СЕРЦЯ	29
2.1 Виділення зони інтересу для відтворення тривимірної моделі.....	29
2.2 Методи побудови 3D моделі з сегментованих зображень	36
2.2.1 Реконструкція на основі математичної моделі	36
2.2.2 Реконструкція на основі статистичної моделі.....	39
2.2.3 Реконструкція за допомогою моделей машинного навчання.....	41
2.3 Структури серця та типи зображень.....	42
2.3.1 Двокамерне зображення (2CH)	42
2.3.2 Чотирикамерне зображення (4CH)	44
2.3.3 Зображення по парастернальній довгій осі (PLAX)	46
Висновок до розділу 2.....	48
РОЗДІЛ 3 АНАЛІЗ РЕАЛІЗАЦІЇ ЕТАПІВ ПОБУДОВИ ТРИВИМІРНОЇ МОДЕЛІ СЕРЦЯ	52
3.1 Підхід до тривимірної візуалізації.....	52

3.2 Передобробка зображення	53
3.2.1 Медіаний фільтр	53
3.2.2 Штучне «старіння» зображень.....	53
3.3 Сегментація ультразвукового зображення серця.....	56
3.4 Виділення значущої інформації з сегментованих частин зображення	62
3.4.1 Обробка сегментованої області.....	62
3.4.2 Знаходження параметрів LV та LA.....	64
3.5 Створення тривимірної моделі LV	67
3.5.1 Метод Тейхольца	67
3.5.2 Осесиметрична модель	69
3.5.3 Метод Сімпсона	71
3.6 Створення тривимірної моделі LA	72
Висновок до розділу 3	73
РОЗДІЛ 4 ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТРИВИМІРНОЇ РЕКОНСТРУКЦІЇ НА ОСНОВІ ДВОВИМІРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ СЕРЦЯ	76
Висновок до розділу 4.....	89
РОЗДІЛ 5 РОЗРАХУНОК СТАРТАП-ПРОЄКТУ.....	92
5.1 Опис початкової команди стартапу.....	92
5.2 Назва проєкту.....	92
5.4 Бізнес-модель.....	93
5.4.1 Цінність продукту.....	93
5.4.2 Сегмент споживачів.....	93
5.4.3 Канали збуту	93
5.4.4 Взаємодія з споживачами	93
5.4.5. Дохід (монетизація)	94

	10
5.4.6 Ключові види діяльності:	94
5.4.7 Ключові ресурси	94
5.4.8 Ключові партнери	95
5.4.9 Витрати.....	95
5.4.10 Споживчі властивості товару	96
5.4.11 Дослідження ринку	97
5.4.12 Елементи фінансового плану	97
5.4.13 Резюме	98
Висновок до розділу 5.....	99
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	100
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	102

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, ТЕРМІНІВ

2CH - Two-Chamber View - двокамерне зображення

4CH - Four-Chamber View - чотирикамерне зображення

Ao - Aorta - аорта

Backend - серверна частина веб-застосунку

B-режим - базовий режим ультразвукового дослідження, для показу двовимірних зображень

Bounding Box - метод визначення розмірів об'єкта на основі обмежувального прямокутника

CAMUS - Cardiac Acquisitions for Multi-structure Ultrasound Segmentation - набір даних для сегментації ультразвукових зображень серця

CNN - Convolutional Neural Network - згорткова нейронна мережа

CSS - Cascading Style Sheets - каскадні таблиці стилів

Dataset - набір даних для навчання нейронної мережі

DeepLab - архітектура нейронної мережі для сегментації зображень

Dice коефіцієнт - метрика оцінки якості сегментації зображень

ED - End Diastole - кінець діастоли, це момент у серцевому циклі, коли шлуночки заповнені кров'ю і перед скороченням

ES - End Systole - кінець систоли, це момент у серцевому циклі, коли шлуночки завершують скорочення, і тиск в них є найвищим

FCN - Fully Convolutional Network - повністю згорткова мережа

Flask - фреймворк для створення веб-застосунків на Python

Flask-Babel - розширення Flask для підтримки локалізації

Frontend - клієнтська частина веб-застосунку

GAN - Generative Adversarial Network - генеративно-змагальна мережа

Grad-CAM - градієнтно-зважена активаційна мапа класів

HTML - HyperText Markup Language - мова розмітки гіпертексту

JavaScript - мова програмування для веб-розробки

LA - Left Atrium - ліве передсердя

LV - Left Ventricle - лівий шлуночок

M-режим - режим ультразвукового дослідження для відображення руху структур серця

PCA - Principal Component Analysis - метод головних компонент

PLAX - Parasternal Long Axis - парастернальна довга вісь

RA - Right Atrium - праве передсердя

Random Forest - алгоритм машинного навчання на основі дерев рішень

RV - Right Ventricle - правий шлуночок

SegNet - архітектура нейронної мережі на основі енкодера-декодера

Спекл-шум - характерний зернистий шум на ультразвукових зображеннях

ССС - серцево-судина система

SVM - Support Vector Machine - метод опорних векторів

U-Net - архітектура нейронної мережі для сегментації зображень

УЗД - ультразвукова діагностика

ВСТУП

Враховуючи стрімкий розвиток сучасних медичних технологій, а також постійну потребу в удосконаленні методів діагностики серцево-судинних захворювань, тема реконструкції тривимірної моделі структур серця на основі аналізу двовимірних ультразвукових зображень стає надзвичайно актуальною. Точніше відтворення анатомічних структур серця та покращена якість діагностичної візуалізації можуть вплинути на прийняття клінічних рішень, що, у свою чергу, покращить результати лікування пацієнтів із різними кардіологічними патологіями. Це особливо важливо для швидкого та точного виявлення структурних змін серця, які здатні негативно впливати на його функцію, а також загальний стан здоров'я пацієнта.

Використання тривимірної реконструкції структур серця на основі аналізу двовимірних ультразвукових зображень може стати важливим інструментом у процесі діагностики пацієнтів. Відносно точні тривимірні моделі серця, використовуючи сучасні алгоритми машинного навчання та комп'ютерного зору, надають лікарям можливість більш ретельно оцінювати стан серця та робити обґрунтовані висновки щодо його функціональних та структурних особливостей, що особливо важливо при плануванні хірургічних втручань чи виборі стратегії терапевтичного лікування.

Тривимірна реконструкція серцевих структур з ультразвукових зображень відкриває нові можливості для діагностики та моніторингу серцево-судинних захворювань. Сучасні методи обробки медичних зображень, включаючи глибоке навчання та комп'ютерний зір, дозволяють створювати детальні тривимірні моделі серця з обмеженої кількості двовимірних зображень. Це особливо важливо в контексті ультразвукової діагностики, де традиційно використовуються двовимірні зображення, які не завжди дають повне уявлення про просторову

структуру серця та взаємозв'язок між різними його частинами.

Мета і завдання роботи

Мета роботи полягає в створенні програмного рішення для реконструкції тривимірної моделі серця на основі аналізу двовимірних ультразвукових зображень.

Для досягнення мети потрібно виконати низку завдань:

1. Вивчити та реалізувати основні методи сегментації ультразвукових зображень.
2. Реалізувати алгоритми попередньої обробки зображень.
3. Реалізувати методи тривимірної реконструкції анатомічних структур.
4. Створити зручний користувацький інтерфейс для взаємодії з системою.
5. Забезпечити можливість збереження та експорту результатів.

Використані методи. У роботі застосовано комплексний підхід до вирішення поставлених завдань, що включає використання нейронної мережі U-Net для сегментації зображень, яка довела свою ефективність у задачах обробки медичних зображень. Для попередньої обробки зображень використано медіанний фільтр та розроблені методи "штучного старіння", що дозволяють адаптувати сучасні ультразвукові зображення для більш ефективної обробки. Тривимірна реконструкція реалізована з використанням методу Тейхольца, осесиметричної моделі та методу Сімпсона, що забезпечує різні підходи до відтворення геометрії серцевих структур. Веб-інтерфейс створено з використанням Python Flask та JavaScript, що забезпечує зручність роботи та доступність системи.

Отримані результати. Результати отримані в ході виконання даної роботи:

1. Розроблено та реалізовано метод адаптації сучасних ультразвукових зображень, що дозволяє покращити якість їх обробки та аналізу.
2. Створено систему сегментації ультразвукових зображень з високою точністю, що підтверджується досягнутим показником dice коефіцієнту 0.89.
3. Реалізовано різні методи тривимірної реконструкції серцевих структур, що дозволяють отримувати точні моделі анатомічних структур.
4. Створено веб-інтерфейс для роботи з системою, що забезпечує зручність використання та доступність функціоналу.
5. Забезпечено можливість збереження результатів у різних форматах, що полегшує подальше використання отриманих моделей.

Публікації. За результатами роботи опубліковано 2 статті в наукових журналах, що висвітлюють основні теоретичні та практичні аспекти розробленої системи:

1. Федорін, Ілля, and Назарій Кройс. 2023. “ТЕОРЕТИЧНІ АСПЕКТИ ТА МЕТОДОЛОГІЯ ТРИВИМІРНОЇ КОМП’ЮТЕРНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ.” Наука і Техніка Сьогодні. Ukrainian Assembly of Doctors of Science in Public Administration. doi:10.52058/2786-6025-2023-12(26)-820-833.
2. Федорін, Ілля, and Назарій Кройс. 2023. “ПРОГРАМНИЙ ДОДАТОК ДЛЯ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ТА ОБРОБКИ ТРЬОХВИМІРНИХ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ.” Наука і Техніка Сьогодні. Ukrainian Assembly of Doctors of Science in Public Administration. doi:10.52058/2786-6025-2023-12(26)-806-819.

Структура роботи. Була виконана магістерська дисертація за темою «Реконструкція тривимірної моделі структур серця на основі аналізу двовимірних ультразвукових зображень» виконана студентом *Кройсом Назарієм Івановичем* зі спеціальності 122 «Комп'ютерні науки» за освітньо-професійною програмою

«Комп'ютерні технології в біології та медицині». Робота створена за класичним типом. Робота викладена у обсязі 82 сторінок машинописного тексту. Вона складається з: переліку скорочень, умовних позначень, термінів; вступу; 5 розділів (огляд існуючих методів побудови тривимірних зображень серця, теоретична основа застосування підходів для тривимірної реконструкції серця, аналіз реалізації етапів побудови тривимірної моделі серця, програмна реалізація тривимірної реконструкції на основі двовимірних зображень серця, розрахунок стартап-проєкту), висновків до кожного з цих розділів; загальних висновків; списку використаних джерел, який налічує 57 джерел. В роботі всього наведено 59 рисунків і 0 таблиць.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ПОБУДОВИ ТРИВИМІРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ СЕРЦЯ

У цьому розділі розглядаються існуючі методи побудови тривимірних зображень серця та проводиться їх порівняльний аналіз. Особлива увага приділяється дослідженню сучасних підходів до тривимірної візуалізації в ультразвуковій діагностиці, а також аналізу програмних рішень, що використовуються для відтворення об'ємних моделей серцевих структур. Розглянуті переваги та обмеження кожного з методів дозволяють визначити оптимальні підходи для подальшої розробки.

1.1 Аналіз існуючих підходів в діагностиці з використанням тривимірної візуалізації

В більшості робіт присвячених огляду підходів до тривимірної реконструкції з використанням у ультразвуковій діагностиці(УЗД) згадаються методи отримання тривимірних зображень різниця між якими базується на технічних відмінностях ультразвукових датчиків та методу їх використання [1, 2].

Кожен з цих підходів має свої особливості та сфери застосування, що визначаються як технічними характеристиками самого обладнання, так і специфікою досліджуваних анатомічних структур. Важливо відзначити, що вибір конкретного методу часто залежить від багатьох факторів, включаючи необхідну точність візуалізації, швидкість отримання даних та можливості наявного ультразвукового обладнання. Узагальнення даних підходів зображено на рис. 1.1, сам же приклад датчиків зображено на рис. 1.2 [3].

Ці ілюстрації наочно демонструють різноманітність технічних рішень, що використовуються в сучасній ультразвуковій діагностиці для отримання тривимірних зображень, та дозволяють краще зрозуміти принципи їх роботи та особливості застосування в клінічній практиці.

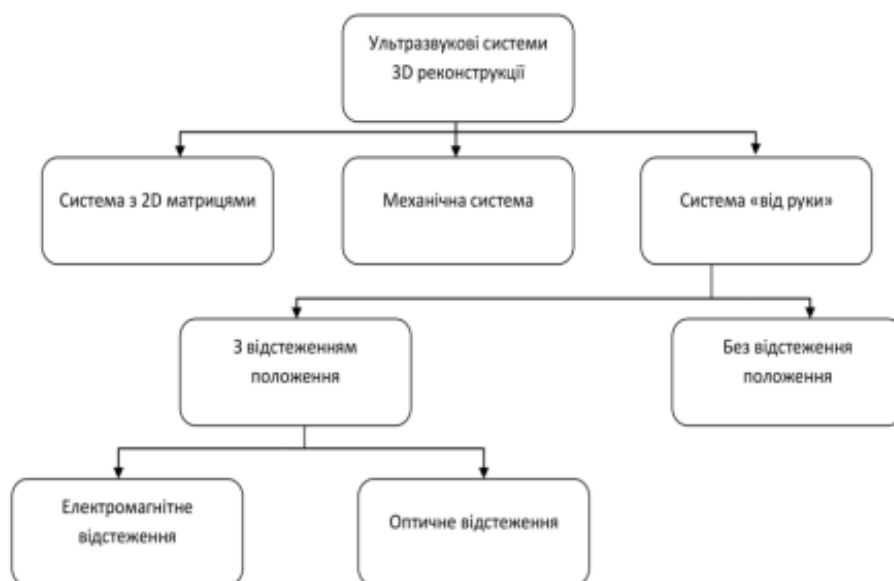


Рисунок 1.1 – Класифікація ультразвукових систем для тривимірної реконструкції

Всі ці підходи допомагають зібрати необхідну інформацію та з використанням алгоритмів для реконструкції об'єму (див. рис. 1.3) відтворити тривимірну модель серця або його частини, інколи навіть в режимі реального часу [1-5].

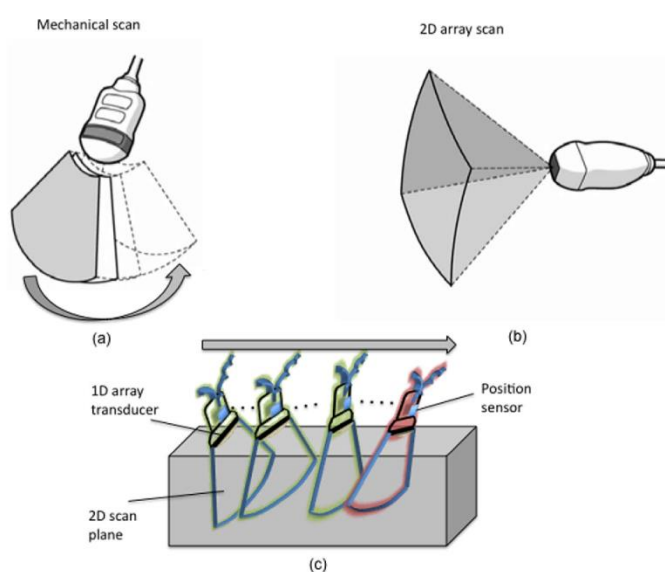


Рисунок 1.2 – Датчики та підходи їх використання для створення тривимірної моделі в ультразвуковій діагностиці



Рисунок 1.3 – Методи реконструкції об'єму

Створена в результаті такого підходу тривимірна модель серця має вигляд як на рис. 1.4. Важливо зазначити, що якість отриманої реконструкції може значно варіюватись залежно від декількох ключових факторів. По-перше, суттєвий вплив має тип та модель обраного ультразвукового датчика, оскільки різні датчики мають різну роздільну здатність, частоту та глибину проникнення. По-друге, значну роль відіграють налаштування самого апарату УЗД, включаючи параметри підсилення сигналу, фокусування, частотний діапазон та інші технічні характеристики, які можуть бути налаштовані оператором. Третім важливим фактором є програмне забезпечення ультразвукового апарату, яке відповідає за обробку отриманих сигналів та формування зображення. Різні виробники використовують власні алгоритми обробки даних, що може призводити до помітних відмінностей у якості кінцевого зображення. Нарешті, не менш важливим фактором є досвід та кваліфікація оператора ультразвукового апарату, оскільки правильне позиціонування датчика, вибір оптимального акустичного вікна та налаштування параметрів дослідження вимагають значного практичного досвіду та глибокого розуміння анатомії серця. Всі ці фактори в комплексі визначають якість вихідних даних, які використовуються для подальшої тривимірної реконструкції, і, відповідно, впливають на точність та деталізацію отриманої моделі [6].

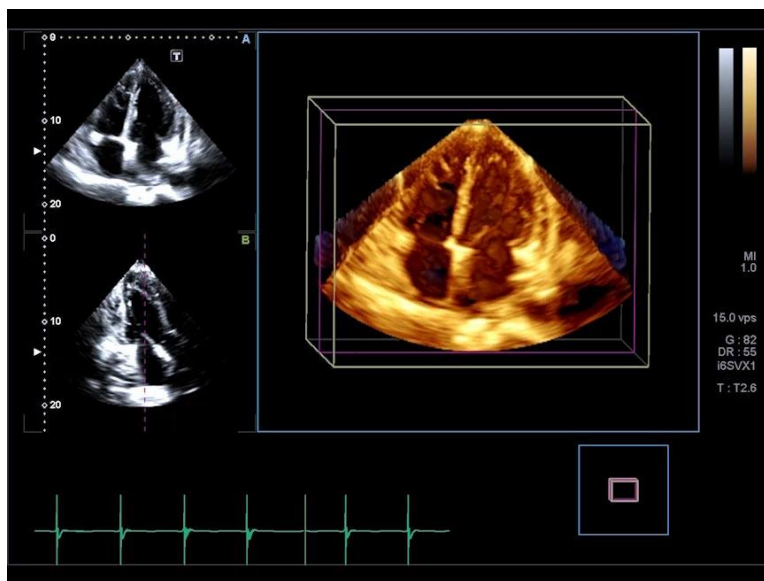


Рисунок 1.4 – Тривимірне зображення серця побудоване на основі серії ультразвукових зображень

Зазвичай, повна тривимірна реконструкція всього серця може бути не завжди необхідною з клінічної точки зору, особливо коли мета дослідження полягає у виявленні конкретних патологій або оцінці функціонального стану лише окремих відділів серця.

У багатьох випадках для діагностичних цілей цілком достатньо створити 3D-модель одного з відділів серця, наприклад, лівого або правого шлуночка, які найчастіше є об'єктами вивчення через їхнє ключове значення у функціонуванні серцево-судинної системи. В окремих випадках може бути необхідно реконструювати два або три відділи серця, зокрема, коли потрібно оцінити взаємодію між шлуночками та передсердями або ж виявити складні порушення, що охоплюють кілька структур.

В особливо складних клінічних ситуаціях, наприклад при діагностиці вроджених вад або у випадках комплексного ураження серця, може знадобитися повна реконструкція всіх чотирьох відділів серця, що дозволяє отримати максимально повну картину анатомічних особливостей і функціональних порушень.

Приклади подібних візуалізацій наведені на рис. 1.5 та рис. 1.6, де проілюстровано різні підходи до відтворення тривимірної моделі окремих відділів

серця залежно від потреб клінічної практики та цілей діагностичного дослідження [7, 8].

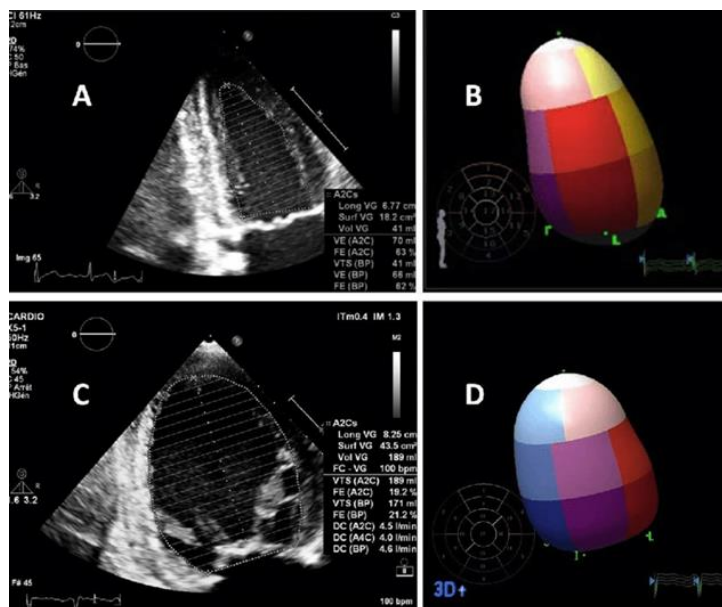


Рисунок 1.5 – Розрахунок дво- та тривимірної LVEF за методом Сімпсона

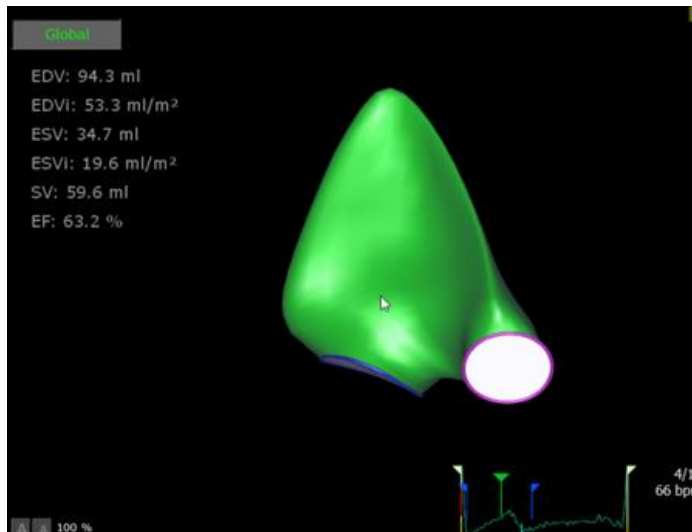


Рисунок 1.6 – Зображення нормального об'єму RV за допомогою візуалізації деформації

Таке використання тривимірної візуалізації в ультразвуковій діагностиці (УЗД) переконливо довело свою практичну значимість у клінічній практиці, що підтверджується широким впровадженням цієї технології виробниками медичного обладнання. На сьогоднішній день функція тривимірної візуалізації

вже є заздалегідь встановленою опцією або доступна для додаткового встановлення через внутрішній магазин програмного забезпечення на більшості сучасних діагностичних апаратів, призначених для обстеження серцево-судинної системи (ССС) за допомогою ультразвуку.

Провідні виробники медичного обладнання, такі як GE Healthcare, Philips, Siemens та інші, включають цю функціональність до базової комплектації своїх передових моделей або пропонують її як преміальне оновлення, що може бути легко інтегроване в існуючу систему. Це свідчить про високий попит на дану технологію серед медичних закладів та її важливість для покращення якості діагностики. Можливість тривимірної візуалізації значно розширює діагностичні можливості лікарів, дозволяючи отримати більш повне уявлення про анатомічні структури серця та їхні патологічні зміни, що в свою чергу сприяє більш точній діагностиці та плануванню лікування. Така широка доступність технології тривимірної візуалізації на сучасних ультразвукових апаратах також свідчить про її економічну ефективність та високу клінічну цінність у повсякденній практиці кардіологів та спеціалістів з ультразвукової діагностики. [9].

1.2 Аналіз існуючих аналогів для тривимірної візуалізації клінічно важливої інформації про серце

Розбираючи найбільш представників, серед програмного забезпечення, котрі надають такі види візуалізації, хотілось би виділити [10-12]:

- 4D Auto LAQ від GE HealthCare
- HeartModel від Philips
- 4D Heart від Siemens

Спільне в усіх цих та подібних їм способів створення тривимірної візуалізації полягає в тому, що необхідні тривимірні дані, тобто зрізи декількох площин серця, для того аби отримати з них модель у тривимірному просторі.

Як можна побачити на рис. 1.7– рис. 1.9, тривимірна реконструкція серця зазвичай доповнюється зображеннями відповідних площин ультразвукового дослідження, які використовувалися для її побудови. Такі зображення часто включають аксіальну, сагітальну та коронарну площини, що забезпечують клініцистам важливу додаткову інформацію про анатомічну структуру серця та дозволяють оцінити точність реконструкції.

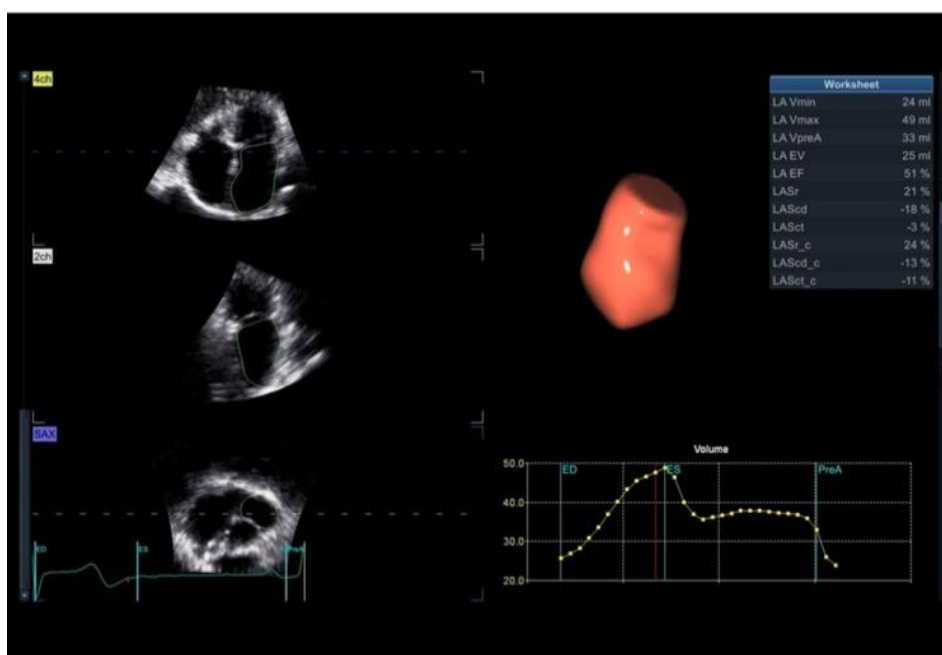


Рисунок 1.7 – 4D Auto LAQ

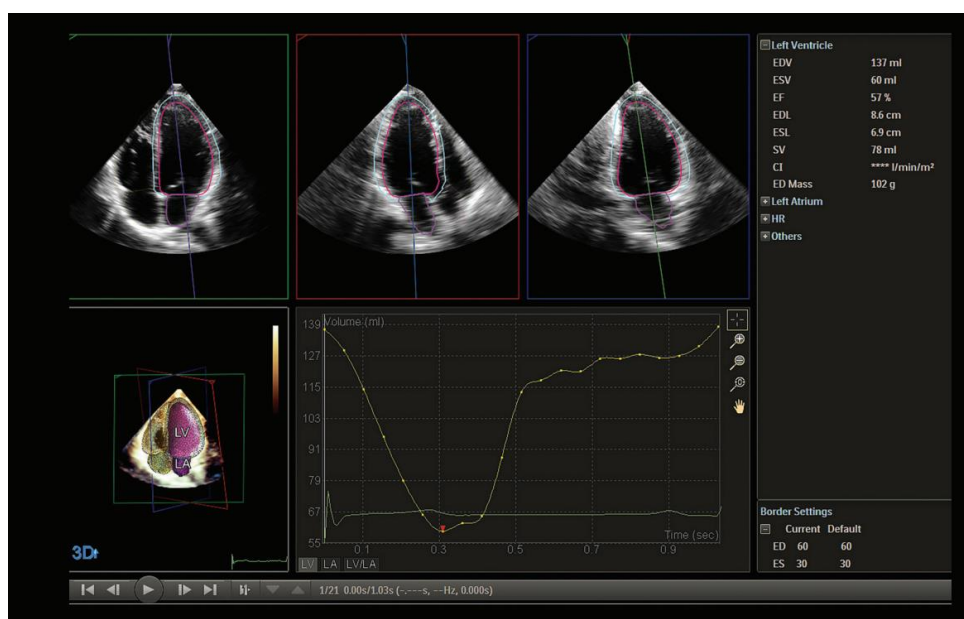


Рисунок 1.8 – HeartModel

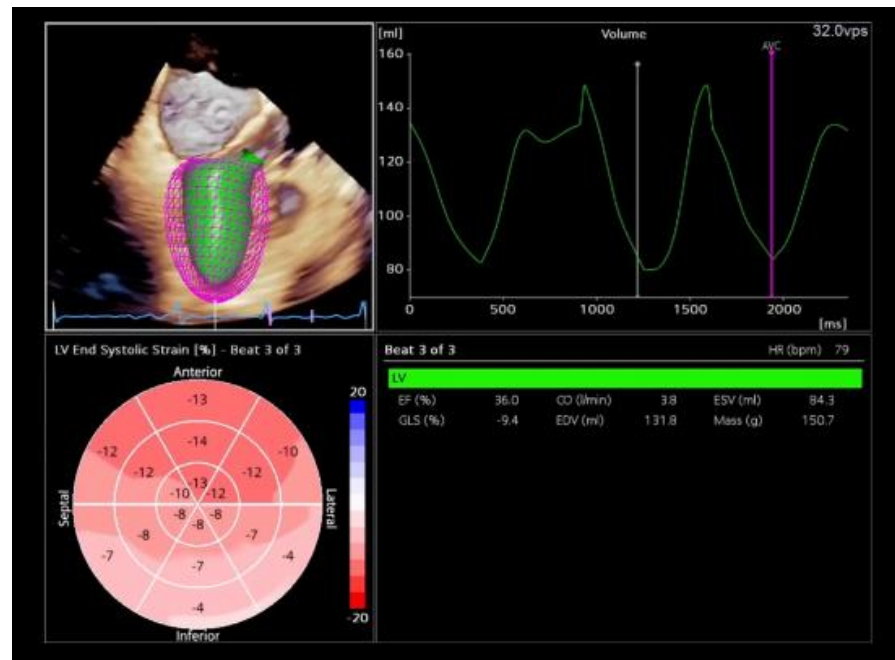


Рисунок 1.9 – 4D Heart

Це особливо важливо в контексті діагностики, оскільки зображення площин дають можливість порівняти вихідні дані з кінцевою тривимірною моделлю, що підвищує довіру до отриманих результатів. Такий підхід особливо важливий при оцінці складних порушень, як-то внутрішньосерцеві аномалії або ураження клапанів, де точність візуалізації напряму впливає на подальшу діагностичну і лікувальну стратегію.

Крім того, наявність цих зображень допомагає уникнути можливих помилок у інтерпретації 3D-моделі та слугує додатковою верифікацією її коректності, забезпечуючи кращу візуалізацію патологічних змін або аномалій [10-12].

Використання додаткових зображень площин дозволяє зменшити ризик діагностичних помилок, що виникають через недостатню деталізацію 3D-моделі, особливо у випадках із складною анатомією.

Також слід відмітити роботи, котрі намагались зробити тривимірну модель серця з використанням мінімальної кількості зрізів. У таких підходах часто застосовуються нейронні мережі, здатні відтворювати об'ємну модель за обмеженою кількістю вхідних зображень, що суттєво знижує навантаження на обчислювальні ресурси та прискорює процес реконструкції. Важливо зазначити, що подібні методи продовжують активно розвиватися, зокрема в напрямку

підвищення точності та стійкості моделі до шуму й артефактів, що виникають під час отримання ультразвукових зображень. Результати цих реконструкції продемонстровані на рис.1.10 [13].

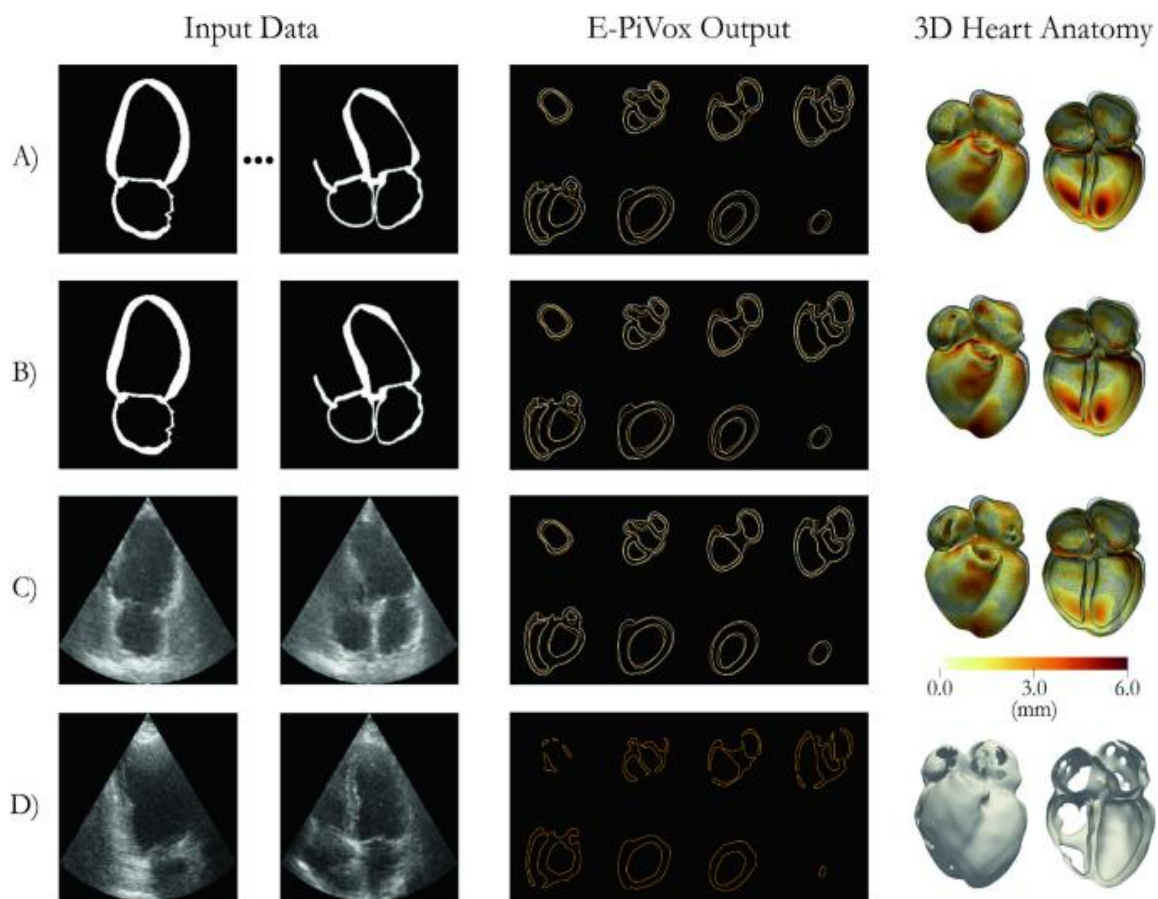


Рисунок 1.10 – 3D-реконструкція серця з 2D-проекції

Але необхідно відмітити, що використанні дані в роботі показаній на рис. 1.10. були синтетичними. Зрізи серця що використовувались для відтворення тривимірної моделі були вже взяті з готової моделі серця, та за допомогою алгоритмів машинного навчання представленні подібними до справжніх ультразвукових знімків [13].

Як можна зрозуміти з проведеного аналізу літератури та існуючих рішень, в основі тривимірної реконструкції ультразвукових зображень лежить комплексний процес аналізу та подальшої обробки набору двовимірних зображень.

Кількість необхідних для реконструкції зображень може суттєво варіюватися залежно від конкретної програмної реалізації та обраного методу

реконструкції, при цьому всі вони отримуються з певної анатомічної структури за допомогою різних проекцій та зрізів. Традиційно вважається, що для створення якісної тривимірної моделі необхідно мати щонайменше кілька зображень з різних ракурсів, що дозволяє отримати більш повну інформацію про просторову структуру досліджуваного органу.

Однак, аналіз існуючих програмних рішень показав, що на ринку практично відсутні реалізації, які передбачають можливість створення навіть спрощеної візуалізації частини серця на основі лише одного двовимірного ультразвукового зображення. Така обмеженість існуючих рішень створює певні труднощі в ситуаціях, коли отримання декількох зрізів неможливе через технічні обмеження або інші обставини, наприклад необхідність в негайному втручанні. Саме тому в рамках даної магістерської роботи була поставлена амбітна мета - розробити методику та програмне забезпечення, здатне створювати інформативну тривимірну візуалізацію серцевих структур на основі аналізу єдиного двовимірного ультразвукового зображення.

Це завдання вимагає розробки інноваційних підходів до обробки зображень, використання передових методів машинного навчання та розуміння анатомічних особливостей серцевих структур для отримання максимально достовірної реконструкції при мінімальній кількості вхідних даних.

Висновок до розділу 1

У першому розділі була проведена детальна аналітична оцінка сучасних методів ультразвукової діагностики та програмних засобів, спрямованих на вдосконалення процесу візуалізації та діагностики захворювань серцево-судинної системи, зокрема через використання тривимірних моделей. В результаті значних технологічних досягнень у галузі медичної діагностики, обробки зображень та алгоритмів, тривимірна ультразвукова візуалізація стала одним з основних інструментів для детального вивчення структур і функцій серця, що відкриває

нові можливості для більш точної діагностики та оперативного втручання в разі виявлення патологій.

Аналіз існуючих джерел показав, що використання тривимірних моделей серця, реконструйованих з двовимірних ультразвукових зображень, дозволяє лікарям отримати більш точну і всебічну інформацію про анатомічну структуру серця, його об'єми, а також функціональний стан. Це вкрай важливо для ефективної діагностики змін у серцевих тканинах, таких як аномалії або пошкодження, що можуть вплинути на нормальну роботу серцево-судинної системи. Тривимірна візуалізація дає можливість точніше оцінити різні аспекти серцевої функції, а також визначити ступінь ураження органа, що важливо для вибору найбільш підходящої терапії. Важливо, що процес реконструкції таких моделей в реальному часі дозволяє лікарям вчасно виявляти критичні зміни, що потребують негайного втручання або моніторингу.

Розглянуті в джерелах програмні реалізації, зокрема такі як 4D Auto LAQ від GE HealthCare, HeartModel від Philips та 4D Heart від Siemens, вже активно застосовуються в клінічній практиці. Ці програмні комплекси використовують передові алгоритми машинного навчання та обробки даних для створення високоточних тривимірних зображень серця. Вони значно підвищують ефективність ультразвукових досліджень, дозволяючи лікарям не лише отримувати більш детальні зображення, але й автоматично визначати ключові показники для точнішого діагнозу. Така технологія активно інтегрується в медичні заклади, дозволяючи знизити час на дослідження та полегшити процес оцінки серцевих захворювань.

Однак аналіз показав, що більшість існуючих технологій вимагають отримання множини серцевих зрізів для створення повної тривимірної моделі, що може бути не завжди зручним або можливим в умовах певних клінічних ситуацій. Це вказує на необхідність розробки нових методів, які дозволяють створювати тривимірні моделі серця за допомогою мінімальної кількості вхідних даних. Такі підходи особливо важливі у випадках, коли пацієнт перебуває в складному стані або коли технічні обмеження не дозволяють провести повне обстеження.

З огляду на ці фактори, можна зробити висновок, що подальші дослідження та розробка нових методів для тривимірної реконструкції та візуалізації серця є надзвичайно важливими для медичної практики. Вони відкривають великі перспективи для підвищення точності діагностики, дозволяючи більш точно визначати патології серця та своєчасно приймати рішення щодо лікування. Це не лише покращує якість лікування пацієнтів, але й забезпечує можливість більш ефективно та своєчасно реагувати на серйозні зміни в стані серцево-судинної системи. Особливу увагу вимагає розробка методів, які дозволяють генерувати інформативні тривимірні моделі серця за допомогою мінімальної кількості вхідних даних. Це стане важливим кроком у розвитку медичних технологій, що дозволить значно розширити можливості діагностики в складних клінічних випадках, де обмеженість даних чи ресурсів може стати перешкодою для повного дослідження.

РОЗДІЛ 2

ТЕОРЕТИЧНА ОСНОВА ЗАСТОСУВАННЯ ПІДХОДІВ ДЛЯ ТРИВИМІРНОЇ РЕКОНСТРУКЦІЇ СЕРЦЯ

У цьому розділі досліджуються теоретичні основи та методологічні підходи до тривимірної реконструкції серця на основі двовимірних ультразвукових зображень. Розглядаються математичні моделі та алгоритми, що застосовуються для сегментації зображень, виділення анатомічних структур та побудови тривимірних моделей. Особлива увага приділяється аналізу різних типів ультразвукових зображень та їх особливостей, що впливають на процес реконструкції.

Побудова всієї тривимірної моделі серця, що буде нести корисну клінічну інформацію є складним завданням, враховуючи інформацію з минулих розділів, для отримання важливої інформації достатньо побудувати тривимірну модель лише певних структур серця. Моделі шлуночків та передсердь, можуть надати певну клінічну інформацію, що буде корисна в ході діагностики.

Тривимірна реконструкція з одного двовимірного зображення, вимагає використання технологій обробки зображень, математичного моделювання та інколи технологій глибокого машинного навчання. Це дослідження зосереджене на розробці методів, які дозволяють створювати 3D моделі з мінімальної кількості вхідних даних.

2.1 Виділення зони інтересу для відтворення тривимірної моделі

Сегментація медичних зображень є важливим етапом аналізу в сучасній медичній діагностиці, оскільки дозволяє виділити конкретні анатомічні структури, такі як органи, судини або пухлини. Це суттєво полегшує інтерпретацію результатів і сприяє точнішому оцінюванню стану пацієнта. Сучасні методи сегментації зображень базуються як на класичних алгоритмах

обробки зображень, так і на новітніх підходах, зокрема на основі машинного навчання та глибоких нейронних мереж.

Класичні методи сегментації включають методи порогового значення, регіонального росту та активних контурів.

Метод порогового значення є одним із найпростіших підходів і базується на виборі певного порогу інтенсивності пікселів, що відокремлює об'єкти від фону. Цей метод швидкий та простий у реалізації, але обмежений у застосуванні до зображень з низьким контрастом або неоднорідністю інтенсивності, що часто трапляється на ультразвукових знімках серця [14].

Приклад використання порогового значення для сегментації зображення показано на рис. 2.1.

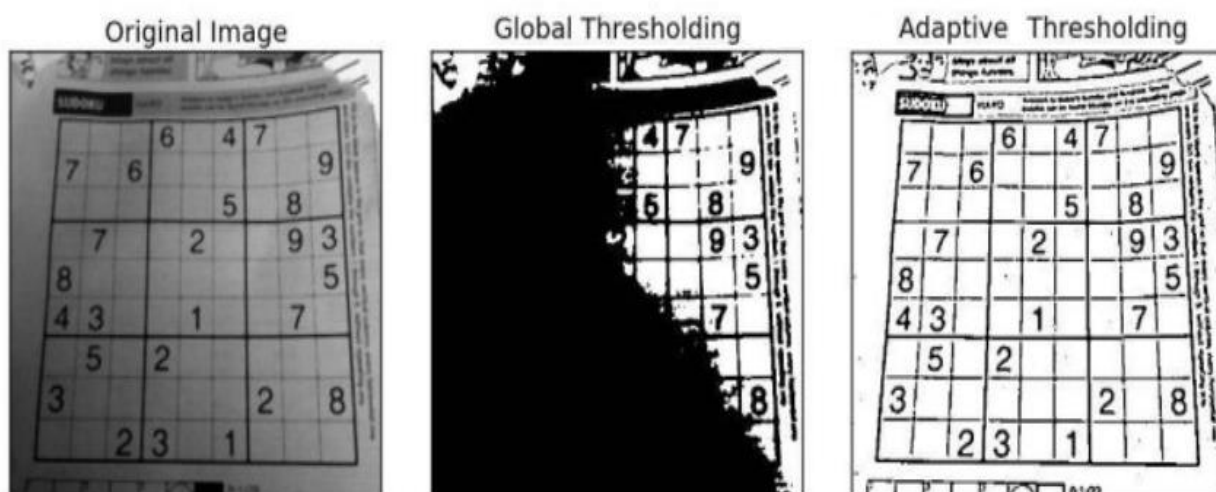


Рисунок 2.1 – Приклад сегментування зображення за допомогою порогового значення

Метод регіонального росту розпочинає сегментацію з вибраних початкових точок і поступово додає сусідні пікселі з подібними характеристиками. Він може бути точним для структур із чіткими межами, але має значну чутливість до шуму, що є проблемою для медичних зображень з артефактами.

Приклад використання цього методу для сегментації зображення показано на рис. 2.2 [15, 16].

Метод активних контурів, використовує гнучку криву, яка деформується для відповідності контурам об'єкта. Він добре працює при наявності чітких контурів, але може втрачати ефективність при складних формах або високому рівні шуму. Результати сегментації за представленим методом можна побачити зображенні на рис. 2.3 [17, 18].

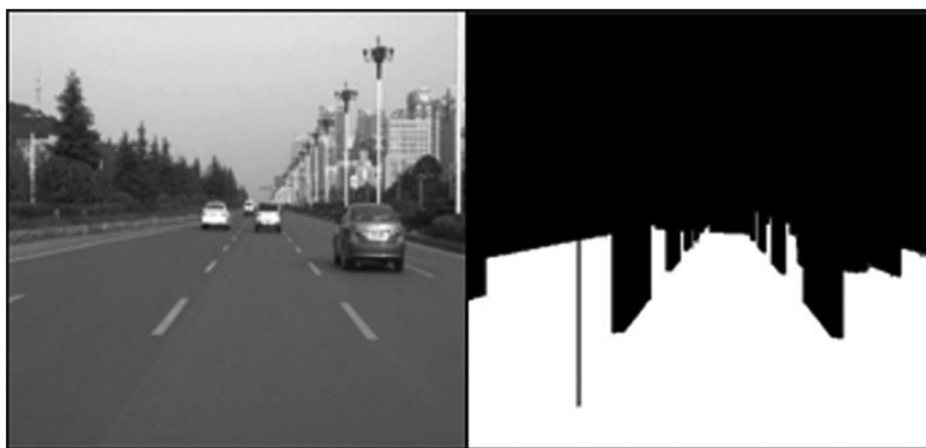


Рисунок 2.2 – Сегментування з використанням методу регіонального росту

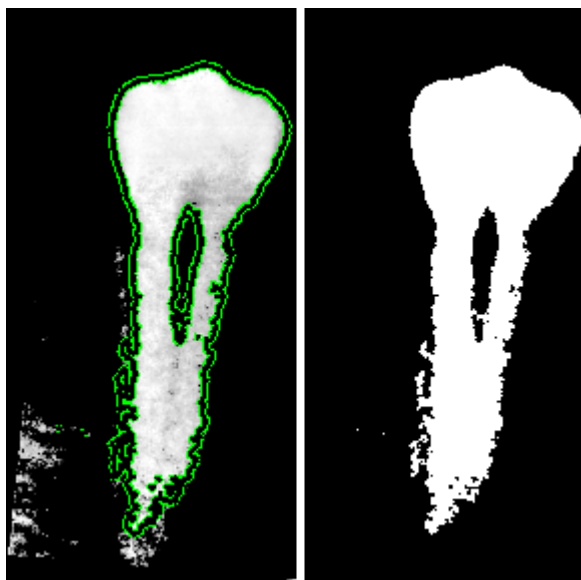


Рисунок 2.3 – Сегментування з використанням методу активних контурів

Попри певні успіхи класичних методів, їх обмеження у випадку складних анатомічних структур і низької якості медичних зображень призвели до зростання популярності методів машинного навчання. На ранніх етапах розвитку цієї галузі

використовувалися методи класифікації на основі характеристик, такі як Support Vector Machine (SVM) або Random Forest [19, 20].

Ці алгоритми класифікують пікселі зображення на основі заздалегідь визначених характеристик, таких як текстура, градієнт чи кольорова інтенсивність. Однак вони мають суттєві обмеження при обробці складних даних, де важливі ознаки важко визначити вручну.

Методи на основі дерев рішень, як-от Random Forest, автоматично визначають важливі характеристики, але також потребують великих обсягів навчальних даних та часто поступаються глибоким нейронним мережам [19, 20]..

З появою глибокого навчання сегментація зображень набула нового імпульсу. Глибокі нейронні мережі автоматично визначають та виявляють важливі ознаки.

Перша архітектура, що зробила значний внесок у сегментацію зображень, стала Fully Convolutional Network (FCN). Ця мережа використовує лише згорткові шари, що дозволяє їй обробляти зображення швидко та ефективно. Однак FCN часто втрачає деталі, особливо на краях об'єктів, що може бути критичним. Приклад архітектури моделі зображено на рис. 2.4 [21].

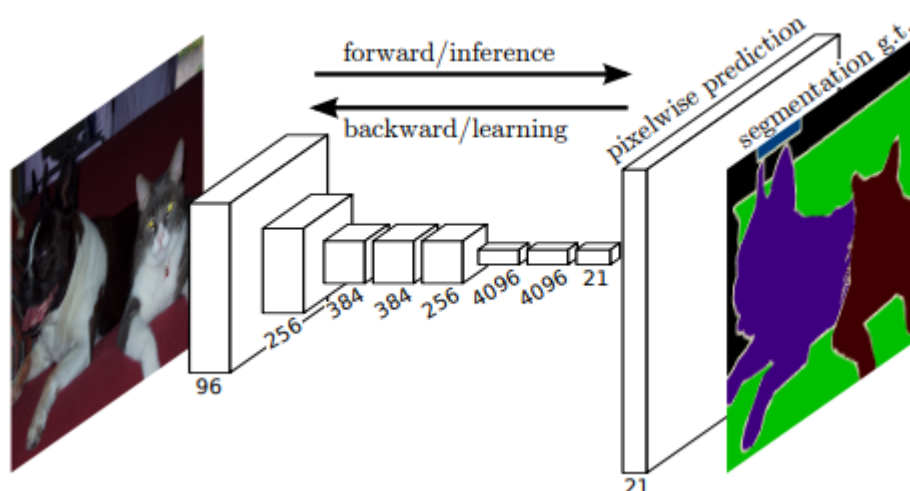


Рисунок 2.4 – Архітектура Fully Convolutional Network

Іншою популярною архітектурою є SegNet, яка базується на енкодер-декодерній структурі та зберігає індекси під час макспулінгу, що дозволяє

покращити якість відновлення деталей зображення. Вона є більш точною, ніж FCN, але вимагає значних обчислювальних ресурсів [22].

DeepLab, ще одна розповсюджена архітектура для сегментації зображень, відзначається застосуванням згорток з великим приймальним полем та технологією *atrous convolution* (розріджені згортки), що дозволяє ефективно захоплювати ширший контекст зображення без втрати роздільної здатності. Завдяки цьому, DeepLab забезпечує високу точність сегментації навіть для дрібних деталей та складних контурів, що є особливо важливим у задачах медичної візуалізації, де точність визначення меж органів або аномалій має ключове значення. Архітектура DeepLab також використовує блоки ASPP (*Atrous Spatial Pyramid Pooling*), які виконують об'єднання особливостей з різними масштабами, що покращує її здатність розпізнавати як великі, так і дрібні об'єкти на зображенні. Це дає змогу досягти більшої гнучкості у сегментації складних структур, де присутні деталі різних розмірів. [23].

Приклади цих двох моделей, а точніше їх архітектури показано на рис. 2.5 та рис. 2.6 [24, 25].

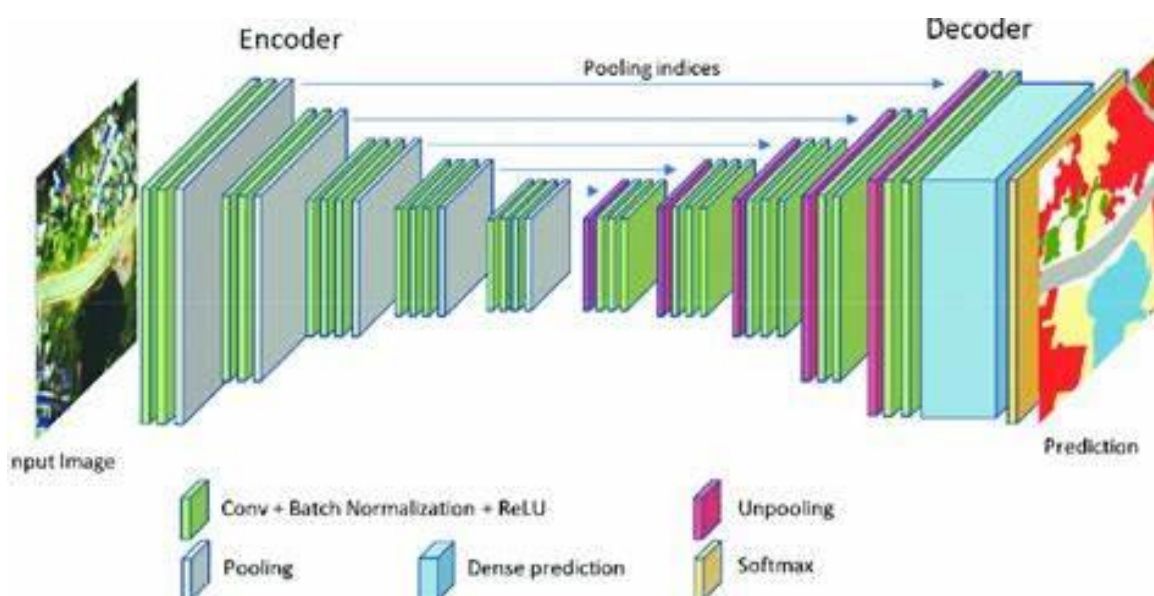


Рисунок 2.5 – Архітектура SegNet

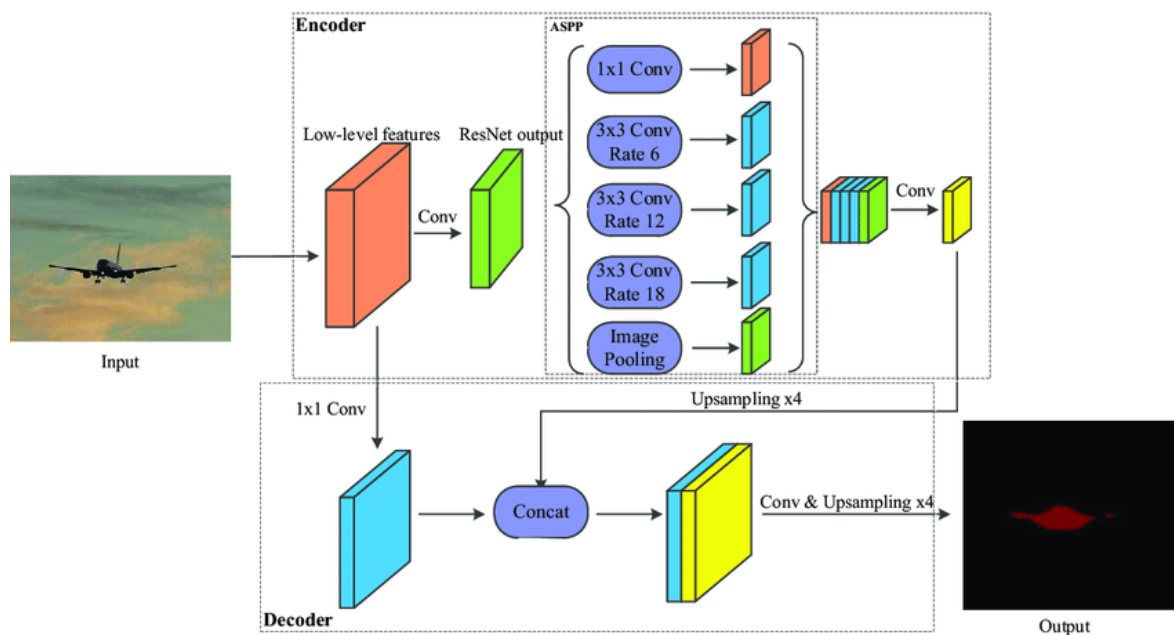


Рисунок 2.6 – Архітектура енкодера-декодера DeepLab v3+

Однією з найпопулярніших архітектур для медичних задач сегментації є U-Net. Вона була спеціально розроблена для обробки медичних зображень, де важливо виділяти складні та малопомітні анатомічні структури. Архітектура U-Net складається з двох основних частин: енкодера та декодера.

Енкодер відповідає за вилучення характеристик зображення через послідовне зменшення його розмірності, а декодер — за відновлення просторової роздільної здатності, зберігаючи важливі деталі завдяки з'єднанням між відповідними рівнями. Такі "з'єднання між рівнями" дозволяють мережі поєднувати високорівневу інформацію з низькорівневою деталізацією, що значно підвищує точність сегментації [26].

U-Net демонструє високу ефективність у задачах, де необхідно виділяти дрібні деталі або працювати з нечіткими межами об'єктів. Ця особливість архітектури досягається завдяки унікальній структурі з'єднань між згортковими шарами, що дозволяє зберігати та використовувати інформацію про локальні особливості зображення на різних рівнях абстракції. Це робить її одним із найкращих виборів для аналізу ультразвукових зображень серця, де важливо точно визначити такі структури, як лівий та правий шлуночки, для подальшої тривимірної реконструкції.

Архітектура мережі особливо добре справляється з завданням виділення контурів серцевих камер, незважаючи на типові для ультразвукових зображень проблеми, такі як шум та низька контрастність. Попри високу точність, U-Net вимагає великої кількості навчальних даних і значних обчислювальних потужностей, що може бути викликом у практичній реалізації. Це пов'язано з необхідністю навчання великої кількості параметрів мережі та обробки складних багатоканальних зображень, що вимагає потужних графічних процесорів та значного часу на навчання моделі.

На рис. 2.7 зображено архітектуру мережі U-net для ознайомленні з її базовим представленням, слід зазначити, що розмір та кількість шарів може змінюватись.

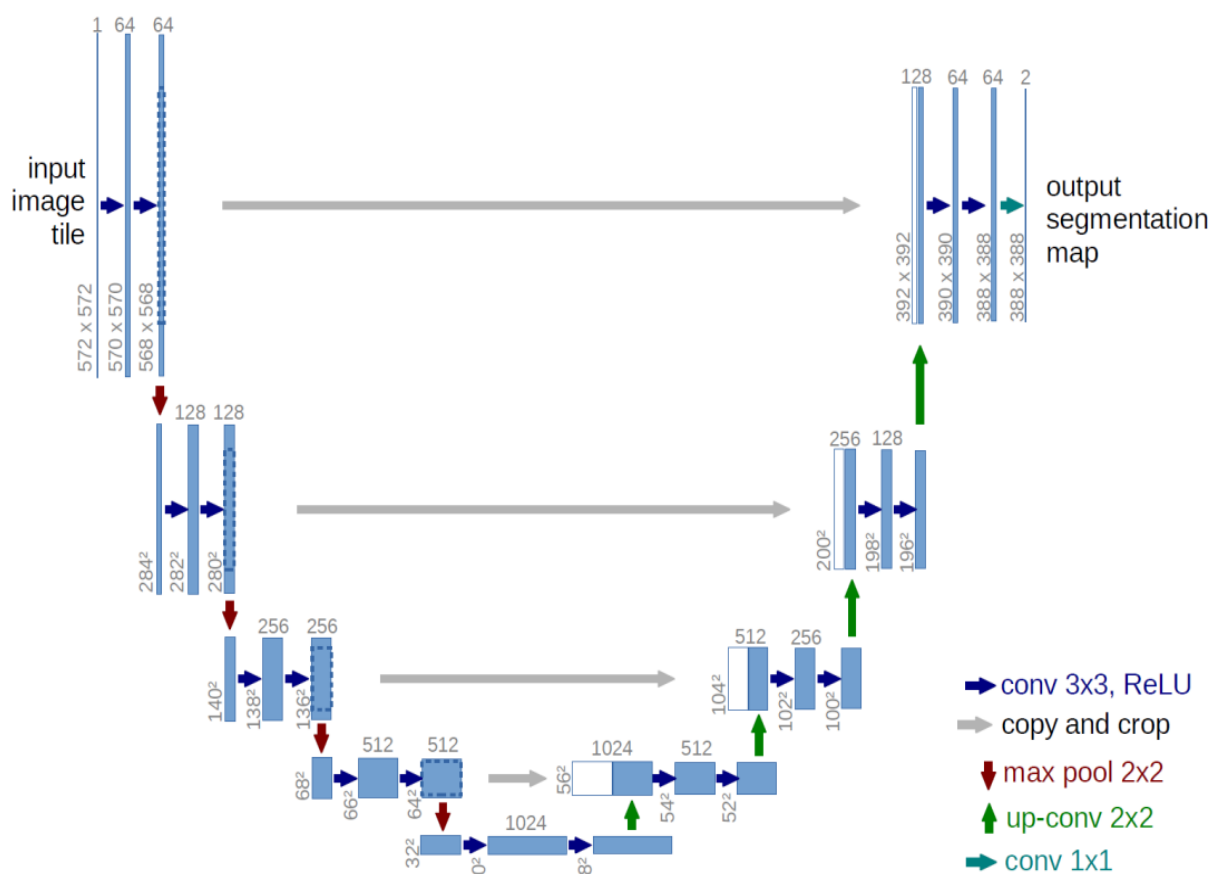


Рисунок 2.7 – Архітектура нейронної мережі U-Net

Отже, вибір методу сегментації залежить від характеристик зображення, поставлених завдань та доступних обчислювальних ресурсів.

Класичні методи можуть бути швидкими, але часто недостатньо точними для складних випадків, тоді як методи на основі машинного навчання дозволяють врахувати більш складні закономірності. Глибокі нейронні мережі, особливо такі архітектури, як U-Net, DeepLab та SegNet, пропонують найвищу точність і гнучкість, проте їх застосування вимагає великих обсягів даних для навчання та значних обчислювальних потужностей.

Навіщо це потрібно? Сегментація шлуночків серця дозволяє точніше оцінити їх форму, об'єм і функціональний стан. Це є критично важливим для діагностики серцевих захворювань, а також для подальшої тривимірної реконструкції [26].

2.2 Методи побудови 3D моделі з сегментованих зображень

Після проведення сегментації шлуночка серця на двовимірному ультразвуковому зображенні наступним кроком є створення тривимірної моделі цієї анатомічної структури.

2.2.1 Реконструкція на основі математичної моделі

Часто використовуються математичні моделі, які допомагають описати форму шлуночка за допомогою простих геометричних фігур, таких як еліпсоїд або сфероїд. Такий підхід має довгу історію застосування в кардіології та продовжує залишатися актуальним завдяки своїй простоті та ефективності. Ці геометричні апроксимації дозволяють швидко отримати базову форму шлуночка, яка є доволі близькою до реальної анатомічної структури, що значно спрощує початковий етап тривимірної реконструкції [27, 28].

Використання таких математичних моделей особливо цінне в клінічній практиці, де часто необхідно швидко оцінити основні параметри серцевої функції без застосування складних обчислювальних методів.

Важливо зазначити, що для різних структур серця, таких як шлуночки та передсердя, можуть використовуватися різні математичні представлення. Лівий шлуночок, зазвичай, моделюють еліпсоїдом через його більш витягнуту, конічну

форму та асиметрію. Така геометрична модель найкраще відповідає анатомічним особливостям лівого шлуночка та дозволяє враховувати його характерну форму при проведенні розрахунків. Цей підхід дозволяє отримати більш точні результати при оцінці об'ємів та інших показників функціональності. Для правого шлуночка, який часто має менш витягнуту і більш округлу форму, може бути доречно використовувати сфероїдальну апроксимацію, особливо коли немає значних деформацій або патологічних змін. Такий вибір математичного представлення базується на типовій анатомічній будові правого шлуночка та забезпечує достатню точність для більшості клінічних застосувань.

Але слід зазначити, що методів представлень для однієї структури може бути декілька. Наприклад, як зазначено на рис. 2.8, можна представити структуру і комбінацією різних фігур [27].

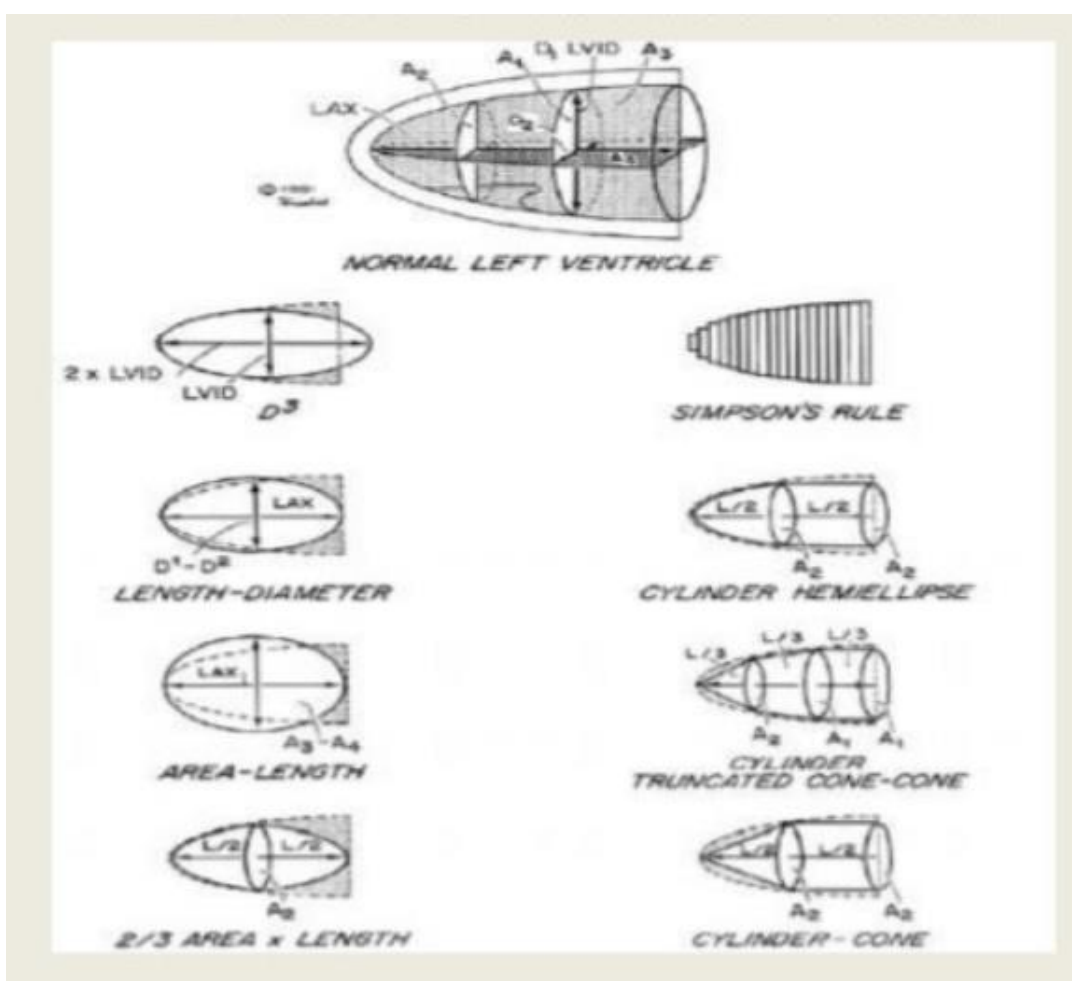


Рисунок 2.8 – Варіанти представлення шлуночку серця

Що стосується передсердь, їх форма є складнішою для математичного опису через нерегулярність і варіативність анатомії. У випадку передсердь часто використовуються комбінації геометричних моделей або складніші підходи, що поєднують кілька фігур, наприклад, еліпсоїд та конус. Такі моделі забезпечують більшу гнучкість і дозволяють краще врахувати особливості форми передсердя, особливо при наявності дилатації або інших патологічних змін.

Використання математичних моделей може бути корисним і для подальшого аналізу функціонального стану серця. Наприклад, на основі еліпсоїдальної моделі можна оцінити об'єм шлуночка, фракцію викиду або інші важливі параметри серцевої функції. Це додає додаткової цінності такій реконструкції, дозволяючи лікарям отримувати кількісні показники, які можуть використовуватися для моніторингу стану пацієнта та оцінки ефективності лікування. На рис. 2.9 продемонстровано, як може виглядати шлуночок серця, який змодельовали у вигляді еліпсоїду [28].

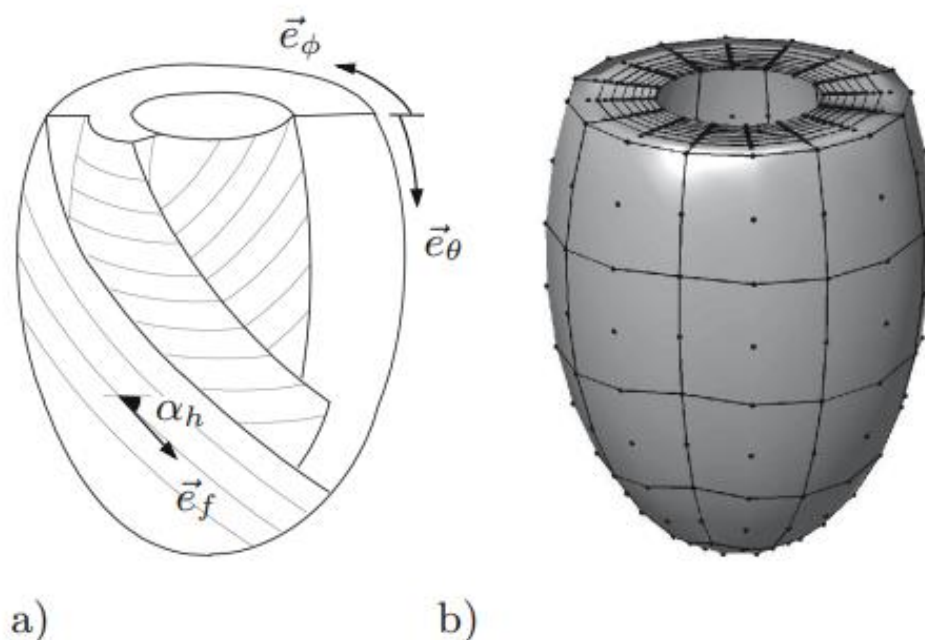


Рисунок 2.9 – Представлення шлуночку серця у вигляді еліпсоїду

Слід також зазначити, що відтворити одну з структур на основі сегментованої області, можна і шляхом обертання сегментованої області навколо своєї осі, або її представленням у формі дисків. Все залежить від необхідної точності в об'ємі та формі. Протягом історії тривимірної візуалізації серця доволі сильно еволюціонувала і пройшла шлях від простого представлення шлуночків у вигляді ідеального циліндра, до відтворення у вигляді еліпсоїду чи симетричної по осям моделі та анатомічно коректної форми (див. рис. 2.10) [29].

2.2.2 Реконструкція на основі статистичної моделі

Статистичні підходи до тривимірної реконструкції серцевих структур засновані на аналізі даних від великої кількості пацієнтів. Ці моделі допомагають виявити основні варіації форм шлуночків та передсердь, враховуючи природні відмінності в анатомії. Вони працюють, визначаючи ключові параметри або точки, які описують основні характеристики форми серця. На основі цих даних створюється узагальнена модель, яка може бути адаптована до конкретного пацієнта, враховуючи його індивідуальні анатомічні особливості [30].

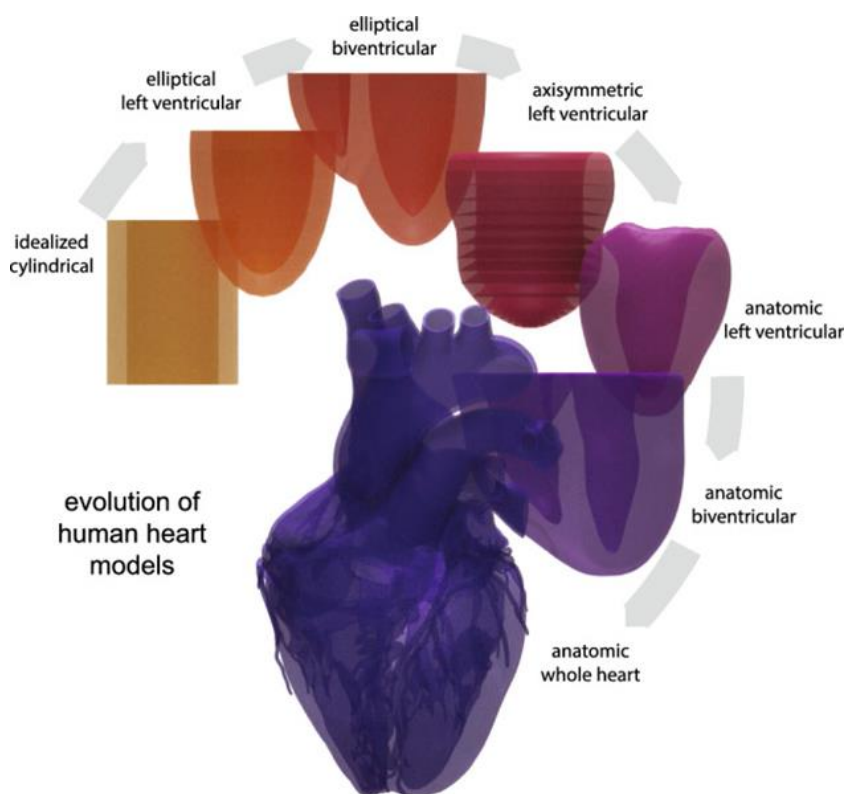


Рисунок 2.10 – Історія тривимірної візуалізації структур серця

Основною перевагою такого підходу є суттєве зменшення обчислювальних витрат, що робить його більш ефективним у порівнянні з іншими методами. Замість того, щоб детально моделювати кожну особливість форми серця, статистична модель використовує інформацію про типові варіації анатомічної структури, які зустрічаються в популяції, і адаптує їх до конкретних параметрів пацієнта. Це дозволяє швидко отримати точну тривимірну модель, навіть за умов обмеженої кількості вхідних даних або зображень.

Приклад тривимірної реконструкції за допомогою статистичних моделей можна побачити на рис. 2.11 [30].

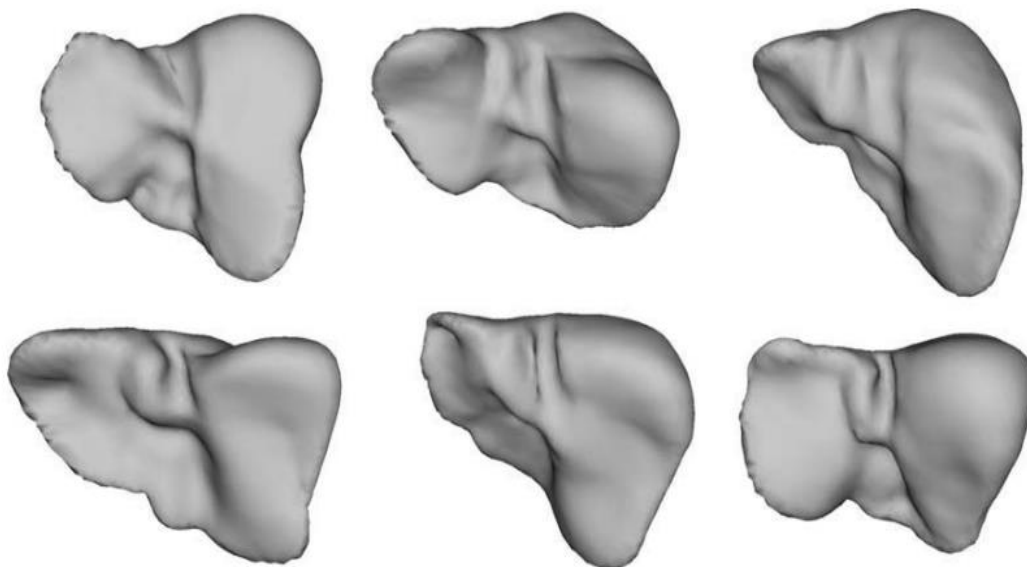


Рисунок 2.11 – Варіації тривимірної моделі печінки

Однак статистичні моделі мають і свої обмеження. Одним із головних мінусів є залежність від якості та різноманітності вихідних даних. Якщо в тренувальному наборі є систематичні помилки або обмежена кількість різних випадків, модель може не здатись до точного відображення рідкісних або складних варіацій анатомії. Крім того, ці моделі зазвичай припускають, що форма серця може бути апроксимована кількома основними компонентами, що не завжди відповідає реальності, особливо у випадках наявності складних патологій або значних деформацій серцевих структур.

Незважаючи на це, статистичні моделі залишаються потужним інструментом для створення персоналізованих тривимірних реконструкцій, оскільки вони дозволяють врахувати індивідуальні особливості пацієнта при збереженні високої ефективності та швидкості обробки.

2.2.3 Реконструкція за допомогою моделей машинного навчання

Нейронні мережі, зокрема глибокі згорткові нейронні мережі (Convolutional Neural Networks, CNN) та генеративно-змагальні мережі (Generative Adversarial Networks, GAN), є потужними інструментами для побудови тривимірних моделей на основі двовимірних зображень, зокрема в контексті медичної діагностики. Глибокі згорткові мережі (CNN) здатні автоматично вивчати складні просторові взаємозв'язки в зображеннях, що дозволяє їм ефективно аналізувати медичні зображення, такі як ультразвукові знімки, для визначення ключових ознак та сегментації структур серця. Завдяки здатності CNN обробляти великі обсяги даних та виділяти важливі характеристики на різних рівнях абстракції, вони можуть бути використані для реконструкції тривимірних моделей органів, таких як серце, з високою точністю [26, 31].

Окрім того, генеративно-змагальні мережі (GAN) можуть бути використані для генерації нових тривимірних моделей на основі навчальних даних. GAN складаються з двох частин: генератора, який створює нові дані, та дискримінатора, що оцінює їх реалістичність. Вони можуть використовуватися для синтезу тривимірних моделей серця, що максимально наближені до реальних анатомічних структур, навіть у випадках, коли наявні дані неповні або мають низьку якість. Цей підхід є особливо корисним при створенні індивідуальних моделей для пацієнтів, оскільки GAN можуть генерувати персоналізовані моделі, використовуючи обмежену кількість вихідних даних.

Використання нейронних мереж для тривимірної реконструкції серця дозволяє значно автоматизувати процес, зменшуючи необхідність в ручній праці та забезпечуючи швидкість і точність, що особливо важливо для медичних застосувань. Це відкриває можливості для великомасштабного аналізу медичних зображень та створення персоналізованих моделей для кожного пацієнта. Завдяки

здатності нейронних мереж до автоматичного навчання та оптимізації, можна значно покращити точність діагностики та підвищити ефективність лікування, створюючи моделі, що точно відображають індивідуальні особливості кожного пацієнта.

Проте, застосування нейронних мереж також має свої обмеження. Зокрема глибокі згорткові та генеративно-змагальні мережі, потребують великих обсягів даних для навчання, їх ефективність може бути обмежена, якщо дані є неповними або низької якості. Крім того, для реалізації цих моделей потрібні значні обчислювальні ресурси, оскільки процес навчання мереж може бути дуже вимогливим до потужностей обчислювальних систем.

2.3 Структури серця та типи зображень

Не слід забувати про додаткову клінічну інформацію, що може бути необхідною для успішної реконструкції тривимірної моделі серця з двовимірних ультразвукових зображень. Важливо правильно обробити різні типи сканів серця. Серед найбільш поширених представлень ультразвукових зображень серця - це двокамерне зображення (2CH), чотирикамерне зображення (4CH) та парастернальна довга вісь (PLAX). Кожен з цих типів має свої унікальні характеристики та вимагає особливого підходу для сегментації [32, 33].

2.3.1 Двокамерне зображення (2CH)

Двокамерне зображення (2CH) є одним з основних типів ультразвукових зображень, що використовуються в сучасній кардіологічній діагностиці для детальної візуалізації лівого передсердя (LA) та лівого шлуночка (LV). Цей метод дослідження дозволяє отримати вичерпну інформацію про структуру та функціональний стан лівих відділів серця, що має першочергове значення для виявлення різноманітних серцевих патологій.

Клінічна цінність двокамерного зображення полягає в можливості проведення точної оцінки анатомічних особливостей та функціональних параметрів серця. За допомогою цього методу лікарі можуть діагностувати

широкий спектр захворювань, включаючи серцеву недостатність, патології клапанного апарату та ішемічну хворобу серця. Особливу діагностичну цінність представляє можливість виявлення порушень локальної скоротливості міокарда, що може свідчити про перенесений інфаркт або наявність ішемії.

При аналізі двокамерного зображення особлива увага приділяється вимірюванню об'ємів лівих камер серця, що дозволяє об'єктивно оцінити їх розміри та виявити можливі патологічні зміни.

Одним з найважливіших параметрів, що оцінюються за допомогою двокамерного зображення, є фракція викиду лівого шлуночка. Цей показник відображає ефективність роботи серця та має важливе прогностичне значення при різних серцево-судинних захворюваннях. Зниження фракції викиду нижче нормальних значень може свідчити про розвиток серцевої недостатності та вимагає своєчасної медичної корекції.

Метод двокамерної візуалізації також дозволяє провести детальну оцінку скоротливості міокарда, що включає аналіз руху стінок лівого шлуночка під час серцевого циклу. Порушення нормальної динаміки скорочень може вказувати на наявність ішемії, рубцевих змін або інших патологічних процесів у серцевому м'язі. Крім того, цей метод дає можливість оцінити товщину стінок серця та виявити зони гіпертрофії або стоншення міокарда.

У сучасній кардіологічній практиці двокамерне зображення часто використовується як складова частина комплексного ехокардіографічного дослідження. У поєднанні з іншими проекціями та режимами сканування, такими як тривимірна реконструкція, воно дозволяє отримати повну картину стану серцево-судинної системи пацієнта. Така всебічна оцінка є необхідною умовою для встановлення точного діагнозу та призначення оптимальної схеми лікування.

Використання двокамерного зображення також має важливе значення для динамічного спостереження за пацієнтами з серцево-судинними захворюваннями. Регулярне проведення такого дослідження дозволяє оцінити ефективність призначеної терапії, своєчасно виявити прогресування захворювання та внести необхідні корективи в план лікування. Це робить даний метод незамінним

інструментом у практичній кардіології, що значно підвищує якість надання медичної допомоги пацієнтам з патологією серцево-судинної системи.

Приклад двокамерного зображення серця показано на рис. 2.12 [34].

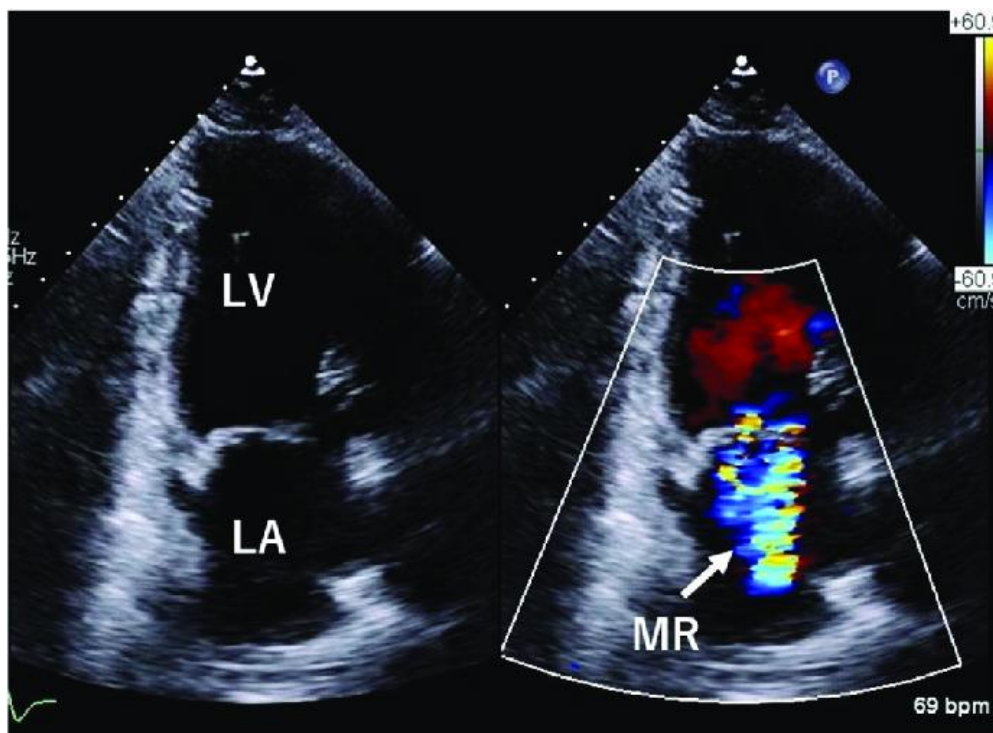


Рисунок 2.12 – Апікальне двокамерне зображення серця

2.3.2 Чотирикамерне зображення (4CH)

Чотирикамерне зображення (4CH), яке по праву вважається одним із найважливіших та основних типів ультразвукових зображень серця, надає медичним спеціалістам можливість отримати максимально повне та всебічне уявлення про анатомічні особливості та характер функціонування всіх чотирьох камер серця: правого передсердя (RA), правого шлуночка (RV), лівого передсердя (LA) та лівого шлуночка (LV). Це надзвичайно інформативне зображення дозволяє кваліфікованим лікарям проводити детальну та всебічну оцінку як структурних, так і функціональних характеристик серцевого м'яза, що має першочергове значення в сучасній кардіологічній практиці.

Приклад такого зображення показано на рис. 2.13 [35].

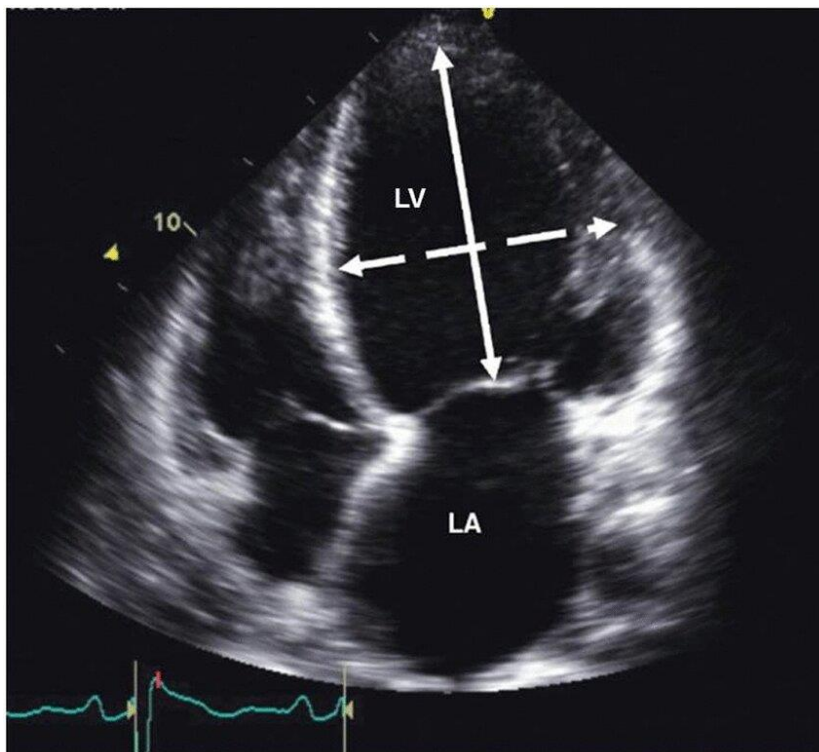


Рисунок 2.13 – Типове 4-камерне зображення серця по довгій осі

Чотирикамерне зображення серця надає медичним спеціалістам унікальну можливість одночасно візуалізувати всі основні камери серця, що забезпечує глибоке розуміння його функціонування та анатомічних особливостей. Така методика візуалізації є критично важливою для точної оцінки розмірів камер серця, а також для вивчення складних механізмів їх взаємодії під час серцевого циклу. Особливо важливою є здатність виявляти будь-які патологічні зміни в об'ємі чи структурі камер, які можуть свідчити про порушення кровообігу або дисфункцію клапанів.

Завдяки чотирикамерному зображенню, лікарі отримують можливість оцінити, як серце функціонує під час систоли та діастоли, досліджуючи роботу клапанів і потік крові між камерами. Ця інформація має велике значення для діагностики та виявлення порушень функції серця, таких як нерівномірне скорочення шлуночків або передсердь, що можуть бути ознаками серцевих захворювань. У разі наявності патологічних змін лікар може вчасно виявити, чи є порушення в роботі серцевих камер або клапанів, а також визначити їхній вплив на загальний кровообіг.

Зокрема, чотирикамерне зображення дозволяє виявити навіть мінімальні зміни в структурі серця, які можуть бути симптомами серцевої недостатності або інших серйозних захворювань. Це дає можливість вчасно вжити необхідних заходів для лікування чи хірургічного втручання, враховуючи тяжкість і локалізацію порушень.

Завдяки своєму широкому застосуванню в кардіології, чотирикамерне зображення є незамінним інструментом для комплексної оцінки серцевої функції. Це дає можливість не лише провести точну діагностику, але й допомогти в плануванні подальшого лікування, що може включати як медикаментозну терапію, так і більш інвазивні втручання, залежно від виявлених порушень.

2.3.3 Зображення по парастернальній довгій осі (PLAX)

Парастернальна довга вісь (PLAX) є одним із найбільш важливих типів ультразвукових зображень у кардіології, оскільки надає можливість отримати чітку та детальну візуалізацію серцевих структур з боку грудної клітки. Це зображення дозволяє лікарям здійснити комплексну оцінку анатомії та функції серця, оскільки зображає важливі структури, такі як лівий шлуночок (LV), аорту (Ao) та ліве передсердя (LA). Завдяки своєму унікальному положенню, що знаходиться вздовж парастернальної лінії, PLAX забезпечує огляд серцевих структур з різних ракурсів, що дозволяє отримати важливу інформацію про стан та функціонування серця в реальному часі.

Однією з основних особливостей зображення в парастернальній довгій осі є здатність чітко візуалізувати лівий шлуночок, аорту та ліве передсердя. Це дозволяє лікарям ретельно оцінити їхні розміри, форму, функціонування та взаємодію. Наприклад, вимірювання товщини стінок лівого шлуночка є важливим індикатором для виявлення серцевих захворювань, таких як гіпертрофія міокарда, при якій стінки шлуночка значно потовщуються. Це може бути сигналом про підвищене навантаження на серце або про серйозні порушення в його функціонуванні. Крім того, оцінка аорти, яка включає визначення її діаметра, дозволяє виявити аортальні патології, зокрема стеноз аорти, коли вона звужується, або аневризму, коли аорта розширюється і стає схильною до розриву.

У таких випадках своєчасне виявлення може бути вирішальним для планування лікування.

Парастернальна довга вісь є надзвичайно важливою для оцінки функції серцевих клапанів, зокрема мітрального та аортального клапанів. При ультразвуковому дослідженні за допомогою PLAX можна побачити різноманітні патології клапанів, які можуть значно вплинути на загальну ефективність кровообігу. Однією з найпоширеніших проблем є недостатність клапанів, коли клапан не закривається належним чином, що призводить до зворотного потоку крові, або регургітації. Це може викликати перевантаження серця та порушення його нормальної діяльності. Іншою важливою проблемою є стеноз клапанів, коли вони не можуть відкриватися повністю, що обмежує потік крові через серце. Ці захворювання можуть викликати серйозні порушення в кровообігу та потребують негайного медичного втручання.

Завдяки здатності детально оцінювати не тільки клапани, а й стінки серця, PLAX є важливим інструментом для виявлення патологій стінок серця, таких як аневризма, тромби або розриви. Аневризми можуть утворюватися в будь-якій частині серця і призводять до витончення стінок, що робить їх більш схильними до пошкоджень або розривів. Тромби можуть утворюватися в серці через погіршення кровообігу, що може призвести до серйозних наслідків, включаючи інсульт чи інші тромбоемболічні ускладнення. Розриви стінок серця, хоч і є рідкісним явищем, можуть стати наслідком серйозних травм або гострих серцевих захворювань і потребують негайного лікування.

У підсумку, парастернальна довга вісь (PLAX) є не лише важливим інструментом для оцінки структур серця, але й дозволяє лікарям отримати ключову інформацію для визначення та лікування численних серцевих захворювань. Її здатність візуалізувати важливі серцеві структури, функціонування клапанів і кровообіг робить її незамінним методом діагностики в кардіології.

Приклад зображення такого типу показано на рис. 2.14 [36].

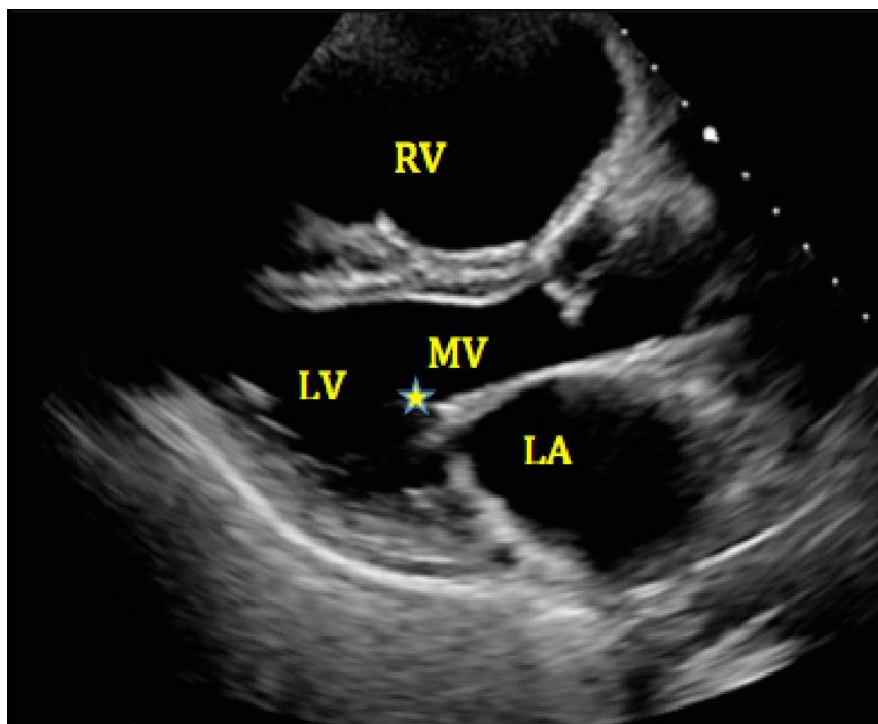


Рисунок 2.14 – PLAX зображення серця

Висновок до розділу 2

У другому розділі магістерської роботи був проведений детальний теоретичний огляд методів, які використовуються для сегментації та реконструкції тривимірних моделей серця на основі двовимірних ультразвукових зображень. У ході дослідження було проаналізовано різні підходи до сегментації, які є критично важливими для точного виділення анатомічних структур серця, таких як шлуночки, передсердя, клапани та інші елементи серцевої анатомії.

Детально розглянуто еволюцію методів сегментації від класичних підходів, таких як порогоування та метод регіонального росту, до сучасних методів глибокого навчання. Особливу увагу приділено архітектурі U-Net, яка довела свою ефективність у задачах сегментації медичних зображень завдяки унікальній структурі з'єднань між згортковими шарами, що дозволяє зберігати та використовувати інформацію про локальні особливості зображення на різних рівнях абстракції.

Проаналізовано різні методи реконструкції тривимірних моделей серця:

- Математичні моделі, включаючи еліпсоїдальні та сфероїдальні апроксимації, які є найбільш простими та швидкими у реалізації, але можуть бути менш точними через неврахування індивідуальних особливостей анатомії
- Статистичні підходи, такі як аналіз головних компонент (PCA), що дозволяють враховувати природні варіації форми серця у популяції, але вимагають значної кількості навчальних даних
- Методи глибокого навчання, зокрема згорткові нейронні мережі (CNN) та генеративно-змагальні мережі (GAN), які здатні автоматично вивчати складні просторові взаємозв'язки, але потребують значних обчислювальних ресурсів

Окремо розглянуто особливості різних типів ультразвукових зображень серця (двокамерне, чотирикамерне, PLAX) та їх значення для тривимірної реконструкції. Кожен тип зображення надає специфічну інформацію про анатомію серця та вимагає відповідних підходів до обробки та аналізу.

В результаті проведеного теоретичного аналізу можна зробити висновок, що кожен з розглянутих методів має свої переваги та недоліки, і вибір методу реконструкції залежить від конкретних умов, таких як:

- Точність необхідних вимірювань
- Доступність обчислювальних ресурсів
- Кількість і якість вхідних даних
- Особливості анатомічних структур, що реконструюються

Важливо зазначити, що хоча більш складні методи, такі як нейронні мережі, здатні забезпечити високий рівень точності, їх використання вимагає значних обчислювальних ресурсів і великої кількості даних для навчання. У зв'язку з цим на практиці може бути доцільно застосовувати більш прості та економічно ефективні методи, особливо коли наявність даних або обчислювальних потужностей є обмеженою.

Аналіз показав, що методи машинного навчання, хоча і є перспективними, не завжди можуть бути оптимальним вибором для клінічного застосування. Більш традиційні підходи, такі як метод Тейхольца або осесиметрична модель, часто забезпечують достатню точність для більшості клінічних випадків при значно менших вимогах до обчислювальних ресурсів. Це особливо важливо в умовах реальної клінічної практики, де швидкість отримання результатів може бути критичним фактором.

Окремо слід відзначити важливість попередньої обробки зображень. Незалежно від обраного методу реконструкції, якість вхідних даних має вирішальне значення для кінцевого результату.

Методи фільтрації шуму, підвищення контрастності та сегментації повинні бути адаптовані до особливостей ультразвукових зображень та конкретних задач реконструкції. При цьому важливо зберігати баланс між покращенням якості зображення та збереженням діагностично важливої інформації.

Проведений аналіз також виявив перспективні напрямки для подальших досліджень, включаючи розробку гібридних методів, які поєднують переваги різних підходів.

Наприклад, використання статистичних моделей для початкової оцінки форми серця з подальшим уточненням за допомогою нейронних мереж може забезпечити оптимальний баланс між точністю та обчислювальною ефективністю. Крім того, існує потенціал для розробки адаптивних алгоритмів, які можуть автоматично вибирати найбільш підходящий метод реконструкції в залежності від якості вхідних даних та специфічних вимог до результату.

Комбінування різних підходів може дозволити досягти високої точності реконструкції та ефективності при створенні тривимірних моделей серця, що має значний потенціал для покращення якості діагностики та лікування серцево-судинних захворювань.

При цьому важливо враховувати не тільки технічні аспекти реконструкції, але й практичні вимоги клінічного застосування, включаючи простоту використання, надійність та інтерпретованість результатів.

В довгостроковій перспективі, розвиток методів тривимірної реконструкції серця буде рухатися в напрямку створення більш універсальних та адаптивних рішень, здатних працювати з даними різної якості та походження. Це дозволить розширити можливості діагностики та моніторингу серцево-судинних захворювань, особливо в умовах обмежених ресурсів або при необхідності швидкого прийняття клінічних рішень.

РОЗДІЛ 3

АНАЛІЗ РЕАЛІЗАЦІЇ ЕТАПІВ ПОБУДОВИ ТРИВИМІРНОЇ МОДЕЛІ СЕРЦЯ

У цьому розділі детально розглядаються етапи практичної реалізації тривимірної реконструкції серця. Представлені методи попередньої обробки зображень, алгоритми сегментації та підходи до створення тривимірних моделей. Описуються технічні особливості реалізації кожного етапу та аналізуються отримані результати. Особлива увага приділяється оцінці точності та ефективності запропонованих методів.

3.1 Підхід до тривимірної візуалізації

Як вже було зазначено в розділах вище, тривимірна візуалізація буде потребувати декілька етапів обробки двовимірних зображень. Загально описати шлях, котрий був обраний для створення тривимірної моделі можна продемонструвати рисунком 3.1.

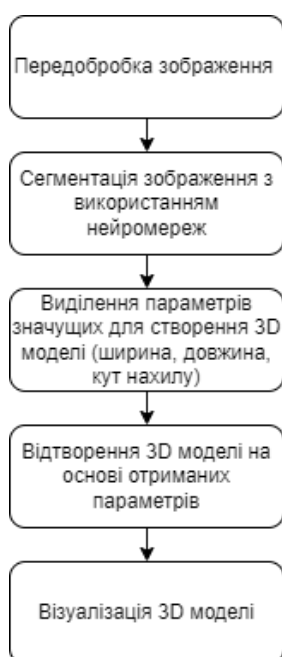


Рисунок 3.1 – Підхід до створення тривимірної моделі

3.2 Передобробка зображення

Як було зазначено на рис. 3.1, перед сегментацією зображення нам необхідно провести певні маніпуляції з зображенням. Окрім стандартних операцій таких як зміна розміру зображення для того щоб мати розмірність котра підходить для входу нейронної мережі, ми також використали медіанний фільтр.

3.2.1 Медіанний фільтр

Медіанний фільтр є стандартним підходом для того щоб позбутися шуму на зображенні, а шум є доволі звичною проблемою для ультразвукових зображень. Принцип роботи медіанного фільтра показано на рис. 3.2 [37].

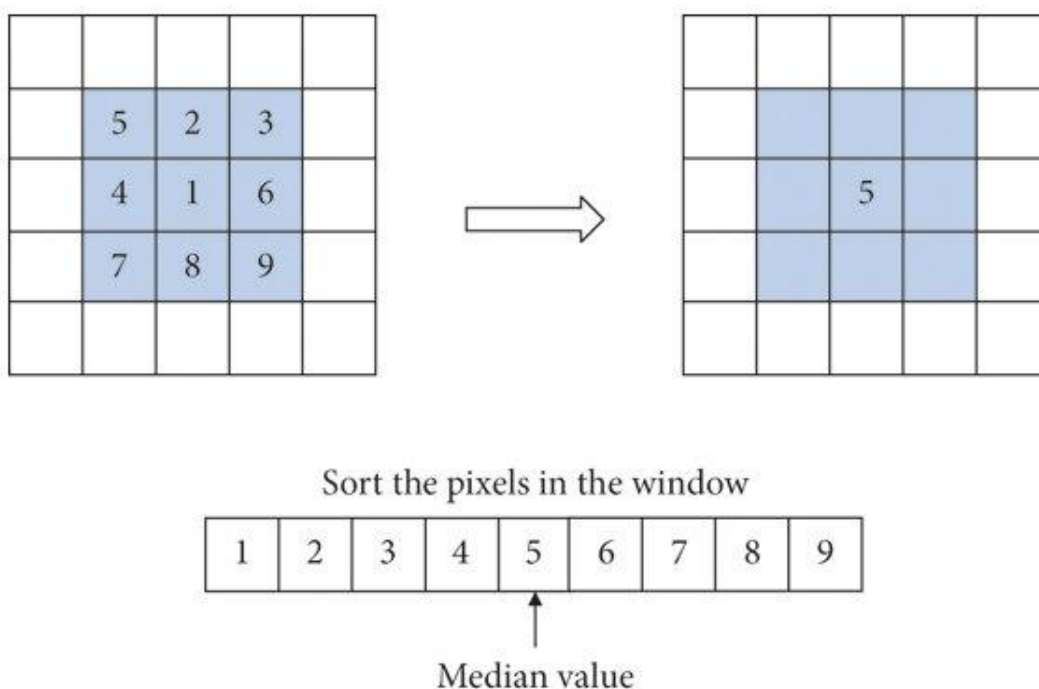


Рисунок 3.2 – Принцип роботи медіанного фільтра

3.2.2 Штучне «старіння» зображень

Також, буде необхідний окремий процес обробки для зображень котрі були зроблені на більш сучасному ультразвуковому обладнанні.

Причини для окремої обробки більш сучасних зображень була в тому, що модель тренувалася на старих ультразвукових зображеннях, які

характеризувалися високим рівнем шуму і нижчою контрастністю, нові зображення, а отримані на сучасних сканерах, викликали труднощі у сегментації. Більш детальний опис та причини для такої обробки будуть описані далі, при описі датасету та процесу створення нейронної мережі для сегментації структур серця.

Для вирішення цієї проблеми до нових зображень було вирішено додавати шум і знижувати контрастність, щоб вони стали схожими на старі дані, з якими модель працювала краще.

Різницю між старим та новим ультразвуковим зображенням показано на рис. 3.3 та рис. 3.4, на двох цих зображеннях показана майже однакова анатомічна структура, різниця лише в якості знімку [38, 39].



Рисунок 3.3 – Старе ультразвукове зображення серця



Рисунок 3.4 – Ультразвукове зображення серця отримане на новому ультразвуковому сканері

Один з кроків, я вже і зазначалось, полягав у зменшенні контрастності, на старих даних контрастність між різними структурами серця на зображенні була менш чіткою через не дуже високу якість візуалізації та інструментів її поліпшення в минулому.

Щоб змодельовати цей ефект, можна використати відому техніку множення та додавання значень до значення пікселя на зображенні. Формула що описує цей процес має наступний вигляд (3.1):

$$g(i, j) = \alpha \cdot f(i, j) + \beta \quad (3.1)$$

де

g – піксель зображення на виході

f – піксель вихідного зображення

i та j – координати пікселя, рядок та стовпець відповідно

α – коефіцієнт посилення, параметр що контролює яскравість

β – коефіцієнт зміщення, параметр що контролює яскравість.

Гауссовий шум використовується для моделювання випадкових змін інтенсивності, які часто спостерігались на застарілих ультразвукових системах через обмеження в технічних характеристиках. Це адитивний шум, що має нормальний розподіл [40].

Спекл-шум — це особливий вид шуму, який є характерним для ультразвукових зображень і виглядає як зерниста текстура. Він виникає через взаємодію ультразвукових хвиль із дрібними неоднорідностями в тканинах. Для моделювання спекл-шуму використовується мультиплікативний шум із розподілом Релея або логнормальним розподілом [40, 41].

Різниця між оригінальним зображенням та зображенням до котрого був доданий гауссовий та спекл-шум можна побачити на рис. 3.5 та рис. 3.6 відповідно [40].



Рисунок 3.5 – Оригінальне ультразвукове зображення



Рисунок 3.6 – Ультразвукове зображення після додання гауссового шуму та спекл-шуму

3.3 Сегментація ультразвукового зображення серця

Для сегментації ультразвукового зображення було використано нейронну мережу U-Net, архітектура створеної нами мережі показана на рис. 3.7. На рис. 3.7 також всі зазначенні розмірності та кількість шарів відповідають дійсності.

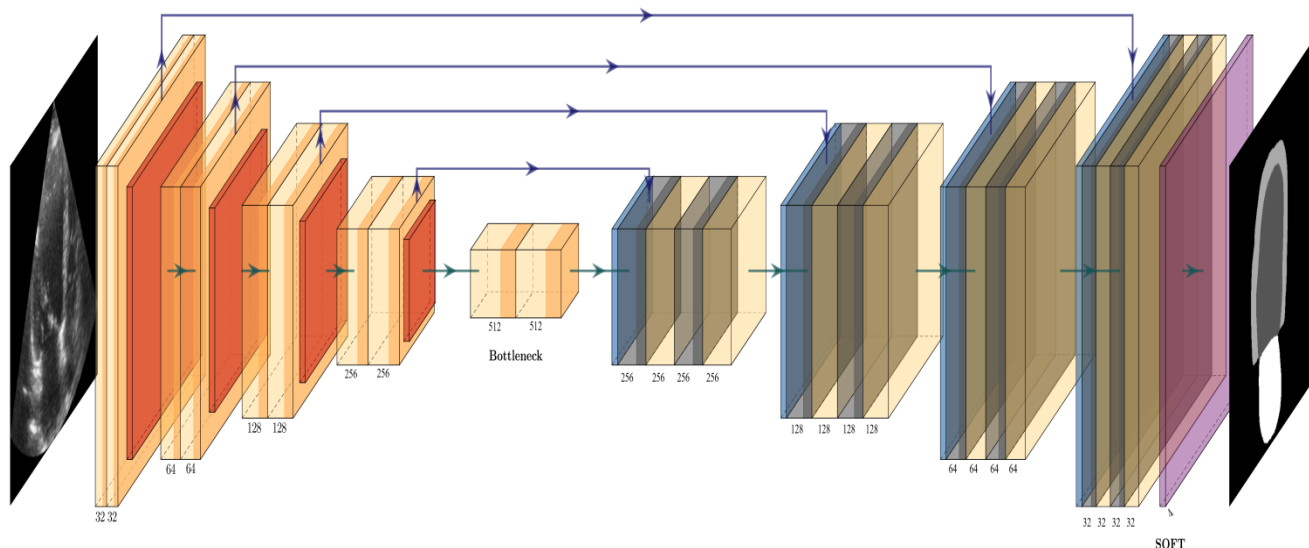


Рисунок 3.7 – Схематичне зображення архітектури U-Net використаної в роботі

Опис датасету

Для навчання мережі було використано датасет з набором ультразвукових зображень CAMUS.

В цей датасет входять дані зібрані з 500 пацієнтів, з них близько 400 це пацієнти з знімками гарної або середньої якості, та решта знімки з поганою якістю. Слід зазначити, що говорячи про якість зображення, скоріш за все мова йшла про достатню видимість анатомічних структур, оскільки порівнюючи знімки з більш сучасними даними, то навіть дані, котрі входять в категорію гарної та середньої якості, мають велику кількість шуму [42].

В дані входили двокамерні зображені серця, а також чотирикамерні зображення. Двокамерне зображення – це вигляд серця, де видно дві камери: лівий шлуночок (LV) і ліве передсердя (LA). Чотирикамерне зображення – це вигляд серця, де видно всі чотири камери: два шлуночки і два передсердя. Серед наявних масок сегментації були доступні лише LV та LA. Через що нажаль не вдасться відтворити моделі для правого шлуночка та передсердя, також через відсутність зображень типу PLAX – обробка зображень такого типу також не була реалізована.

Набір даних SAMUS містить клінічні обстеження пацієнтів, зібрані в Університетській лікарні Сент-Етьєна, що в Франції [42].

Ультразвукове обладнання, що використовувалось для збору даних включало в себе ультразвуковий сканер GE Vivid E95, та пробу GE M5S [42].

Приклад даного обладнання показано на рис. 3.7 та рис. 3.8 [43, 44].



Рисунок 3.7 – Ультразвуковий сканер GE Vivid E95



Рисунок 3.8 – Проблема GE M5S

Також зображення були ще розділені на ті що припадали на кінець систоли (ES) та кінець діастоли (ED). Деякі з методів тривимірної реконструкції можуть використовувати інформацію отриману з цих двох фаз серцевого циклу.

Дані були розбиті, на тренувальну та валідаційну вибірку у співвідношенні 7/3. Всього для навчання було відібрано 1400 зображень і для валідації 600.

Під час навчання нейронної мережі використовувалась функція втрат, яка поєднує дві компоненти: мультикласовий Dice коефіцієнт та категоріальну фокальну крос-ентропію. Такий підхід дозволяє одночасно враховувати і точність сегментації, і можливість фокусу на більш складних зразках.

Функція Dice, яка застосовувалась, ігнорує фоновий клас, а також обчислює середнє значення для кожного класу окремо, забезпечуючи таким чином баланс між сегментацією різних об'єктів у зображенні.

Формула для обчислення Dice коефіцієнту для кожного класу виглядає так (3.2):

$$Dice = \frac{2 \cdot |A \cap B|}{|A| + |B|} \quad (3.2)$$

де

A — істинна маска

B — передбачена маска.

Інша функція втрат — фокальна крос-ентропія — надає більшу вагу важким для передбачення класам.

Формула для обчислення цієї функції втрат виглядає так (3.3):

$$Focal Loss = -\alpha(1 - p_t)^\gamma \log(p_t) \quad (3.3)$$

де

p_t — передбачена ймовірність правильного класу

α і γ — параметри, що керують чутливістю до важких прикладів.

Наша комбінована функція втрат мала наступний вигляд (3.4):

$$\text{Combined Loss} = \frac{(1 - \text{Dice}) + \text{Focal Loss}}{2} \quad (3.4)$$

Використання такої функції втрат дозволило покращити точність сегментації та врахувати складні для класифікації приклади.

Результати навчання нейронної мережі для сегментації структур серця показані на рис. 3.9. Значення мультикласового dice коефіцієнту котрого вдалось досягти дорівнює 0.89. Деякі з проблем з сегментацією виникали на зображеннях з поганою якістю.

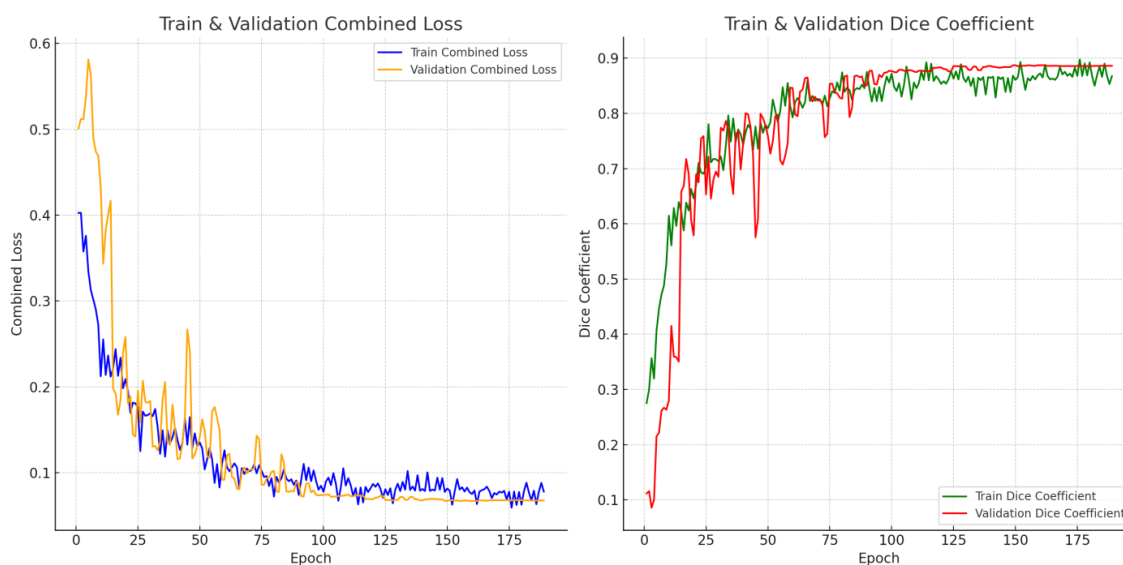


Рисунок 3.9 – Значення функції втрат та Dice коефіцієнту протягом навчання нейронної мережі

Для аналізу створеної нейронної мережі було також використано Grad-CAM. Це метод що розкриває механізм прийняття рішень згортковими нейронними мережами. Унікальність підходу полягає у використанні градієнтів цільового класу відносно останнього згорткового шару, що дозволяє генерувати

теплові карти, які наочно демонструють області зображення, що найбільше вплинули на класифікацію [45].

З цікавих моментів котрі можна побачити на цій візуалізації в нашій роботі, це те що один з шарів виділив тканини серця (див. рис. 3.10), а останні шари вже почали виділяти зону що належить до LV (див. рис. 3.11)

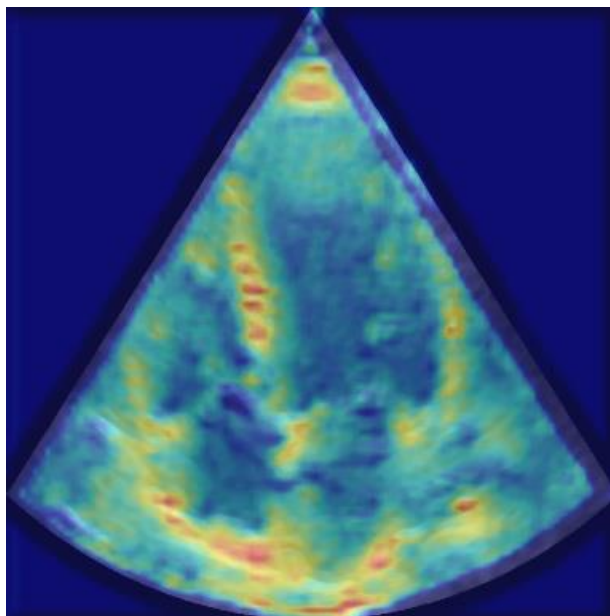


Рисунок 3.10 – Grad-CAM для 4 шару нейронної мережі

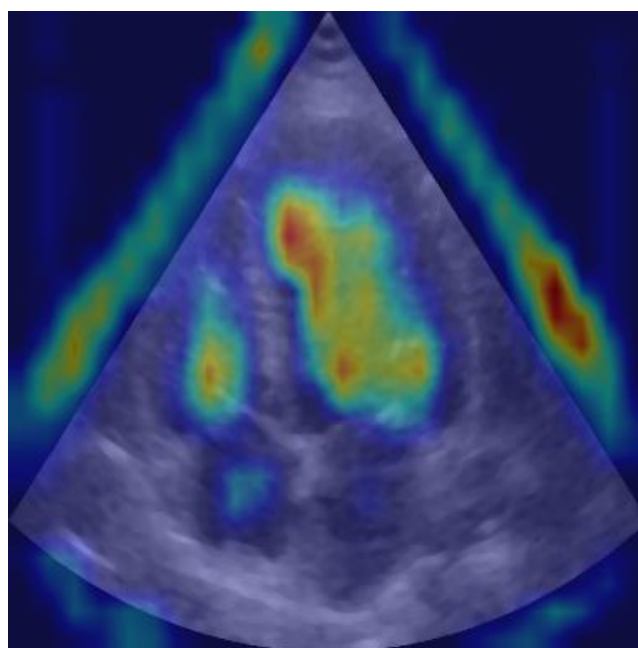


Рисунок 3.11 – Grad-CAM для 8 шару нейронної мережі

Результати сегментації котрих вдалось досягти в ході навчання нейронної мережі представлені на рис. 3.12.

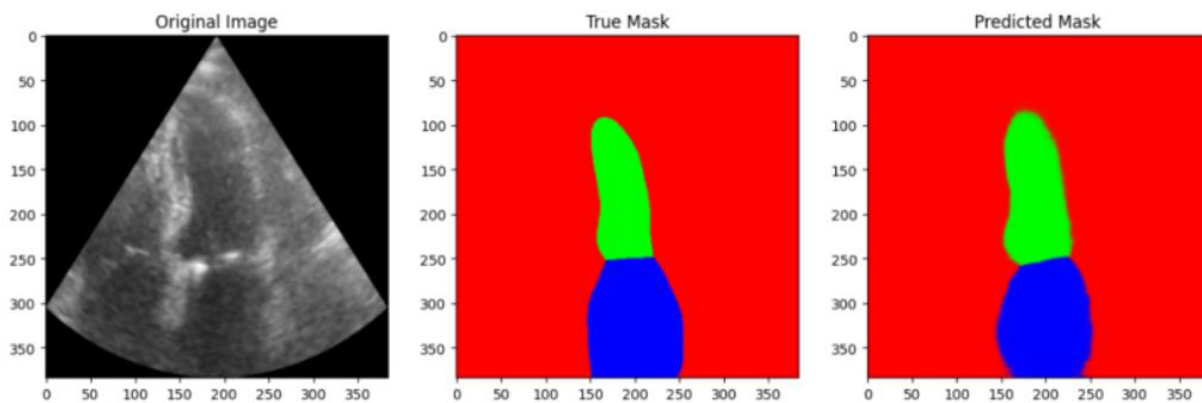


Рисунок 3.12 – Результати сегментації за допомогою нейронної мережі

3.4 Виділення значущої інформації з сегментованих частин зображення

3.4.1 Обробка сегментованої області

Після отримання первинних результатів сегментації від нейронної мережі, необхідно провести додаткову обробку для підвищення якості та точності подальших результатів.

Першим етапом є визначення області інтересу на зображенні. В ехокардіографії зображення має характерну конусоподібну форму, де корисна інформація розташована в центральній частині. Для врахування цієї особливості створюється трапецієподібна маска, яка відповідає геометрії ультразвукового конуса. Верхня частина трапеції становить 30% від ширини зображення, нижня - 90%, а висота - 90% від загальної висоти зображення. Це дозволяє відфільтрувати артефакти та шуми, що знаходяться поза зоною корисного сигналу [46].

Наступним етапом обробки ультразвукових зображень є очищення маски сегментації від дрібних артефактів та виділення анатомічно значущих структур. Цей етап надзвичайно важливий, адже випадковий шум і помилки сегментації часто призводять до появи невеликих фрагментів, які не є частинами серця і можуть ускладнити подальший процес реконструкції 3D моделі. Спершу застосовується метод маркування зв'язних компонентів. Це означає, що

зображення аналізується для виявлення зв'язних областей пікселів, які мають однакове значення. Кожна з таких областей отримує унікальний ідентифікатор, і для кожної обчислюється площа, що визначається кількістю пікселів. Далі компоненти, площа яких менша за встановлений поріг, видаляються з маски, оскільки вони вважаються артефактами, спричиненими шумом або помилковою класифікацією. Це дозволяє значно зменшити кількість випадкових об'єктів і зосередитись на великих структурах, які, ймовірно, відповідають анатомічним камерам серця. Приклад того як це впливає на маску сегментації, схематично показано на рис. 3.13.

Наступним кроком є виділення найбільших зв'язних компонент на зображенні, що дозволяє залишити лише дві найбільші за площею області. Оскільки ми маємо справу з серцевими зображеннями, у яких зазвичай відображені дві основні камери — лівий і правий шлуночки, цей етап дозволяє зосередитись саме на них, відкидаючи всі інші компоненти. Всі знайдені компоненти сортуються за площею, і зберігаються лише дві найбільші, тоді як решта видаляється. Це гарантує анатомічну коректність результату, оскільки залишаються тільки найбільш імовірні камери серця.

Для додаткової впевненості у правильності виділення застосовується фільтрація через трапецієподібну маску, яка визначає область інтересу на ультразвуковому зображенні. Ця маска окреслює ділянку, де очікується знаходження серця, і відсікає всі компоненти, що можуть випадково опинитися поза цією зоною.

Таким чином, залишаються лише ті структури, які знаходяться всередині трапецієподібної області, що додатково мінімізує ризик включення хибних структур або прилеглих органів.

У підсумку процес видалення дрібних компонент та виділення найбільших забезпечує очищення маски сегментації від артефактів та точне визначення анатомічно значущих областей, що критично важливо для подальшої коректної реконструкції 3D моделі серця.

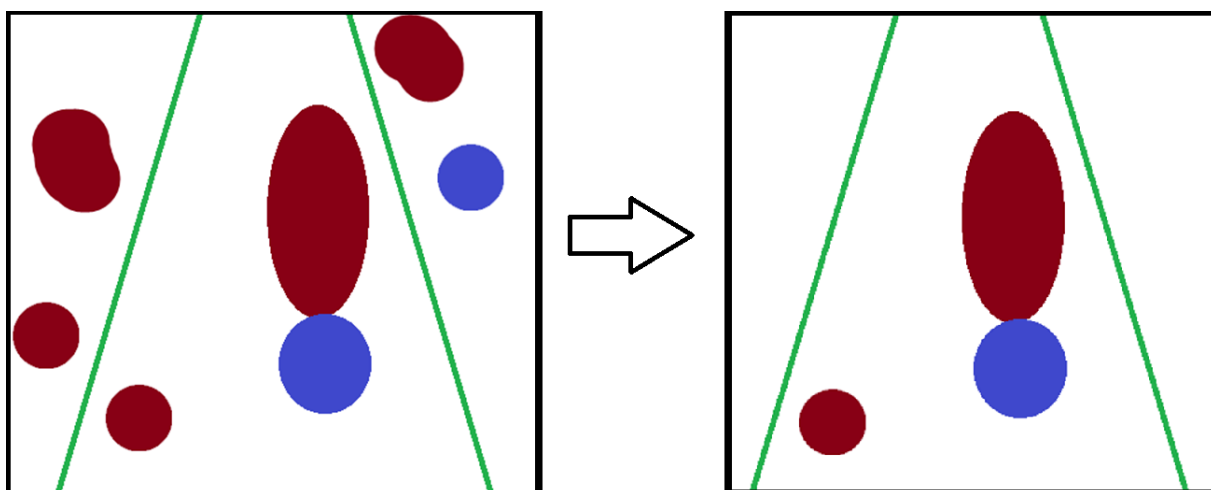


Рисунок 3.13 – Схематичне представлення видалення помилкових сегментованих зон, що не входять в зону інтересу

3.4.2 Знаходження параметрів LV та LA

Для створення точної тривимірної моделі серцевих камер на основі двовимірного ехокардіографічного зображення критично важливим є правильне визначення основних геометричних параметрів - довжини та ширини камер серця. У цій роботі запропоновано метод, що базується на аналізі головних компонент (РСА), який має суттєві переваги перед традиційним підходом з використанням обмежувального прямокутника (Bounding Box) [47, 48].

Метод Bounding Box полягає у побудові найменшого прямокутника, що охоплює всю сегментовану область, тобто область, де знаходиться камера серця. Прямокутник будується на основі екстремальних точок контуру: верхньої, нижньої, лівої та правої меж. Основна перевага цього методу — його простота та швидкість реалізації. Він не потребує складних обчислень, а його алгоритм легко інтегрується у процес обробки зображень.

Проте цей метод має суттєві обмеження, особливо коли справа стосується аналізу анатомічних структур серця. Коли прямокутник будується він може не відповідати реальному нахилу та орієнтації серцевих камер. Це призводить до того, що розміри, визначені за допомогою Bounding Box, можуть бути значно більшими або меншими, ніж анатомічні параметри, через наявність виступів або нерівностей контуру. Наприклад, якщо сегментована область має доволі

закручену форму або нахилена під певним кутом, розміри обмежувального прямокутника суттєво відрізнятимуться від реальних розмірів камери серця. Таким чином, цей метод часто дає неточні результати, особливо у випадках, коли серцеві структури мають неправильну форму або зміщені відносно осей зображення.

У відповідь на обмеження методу Bounding Box у цій роботі запропоновано підхід, що базується на аналізі головних компонент (PCA). Метод PCA дозволяє більш точно визначити орієнтацію та геометричні параметри серцевих камер, враховуючи реальну анатомічну структуру та нахил камери на зображенні. Основна ідея методу полягає у знаходженні двох ортогональних осей, які найкраще описують варіацію точок сегментованої області. Це дає можливість визначати розміри вздовж природних осей камери, що часто відповідають її довгій та короткій вісі.

Принцип роботи методу полягає у наступному:

1. Спочатку знаходиться центр мас сегментованої області, який служить опорною точкою для подальших обчислень.
2. За допомогою методу головних компонент визначаються дві основні осі варіації даних. Перша головна компонента відповідає напрямку найбільшої зміни даних і, як правило, співпадає з анатомічною довгою віссю серцевої камери.
3. Друга вісь, перпендикулярна до першої, відповідає напрямку ширини камери.
4. Для визначення точних розмірів використовується метод пошуку перетинів цих осей з контуром сегментованої області. Це дозволяє знайти реальні точки перетину осей з анатомічними межами камери.

Метод враховує реальну орієнтацію серцевих структур, оскільки головні компоненти визначаються на основі розподілу всіх точок сегментованої області. За рахунок цього розміри визначаються більш точно, оскільки вимірювання

проводяться вздовж анатомічно коректних осей. Різницю між використанням Bounding Box та методом що використали ми можна побачити на рис. 3.14.

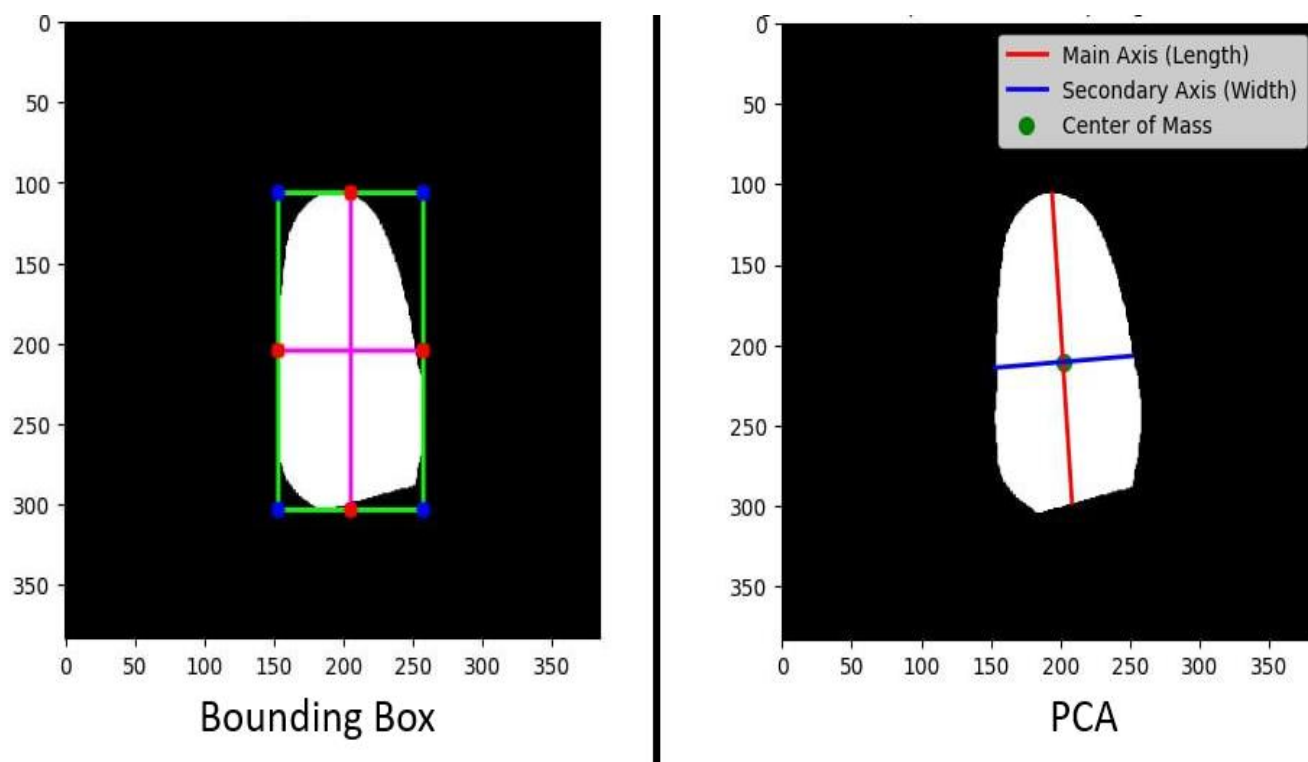


Рисунок 3.14 – Різні способи вимірювання параметрів LV

Порівняння методів Bounding Box та PCA показує, що аналіз головних компонент є більш точним та адаптивним підходом. Bounding Box часто переоцінює розміри через вплив виступів на контурі або ж дає неправильну орієнтацію розмірів, коли камера нахилена відносно горизонталі. Внаслідок цього Bounding Box може бути менш точним у випадках зі складною формою серцевих камер або при нестандартному нахилі зображення. Натомість метод PCA, враховуючи розподіл усіх точок сегментованої області, автоматично визначає напрямки максимальної та мінімальної варіації, що збігаються з анатомічними осями серця. Це забезпечує кращу відповідність реальним розмірам та формі камер, а отже, і більш точне вимірювання геометричних параметрів.

Таким чином, використання PCA у цій роботі дозволяє суттєво підвищити точність визначення геометричних параметрів камер серця. Це критично важливо для побудови коректної тривимірної моделі, оскільки від якості вимірювань

залежить точність всієї реконструкції. У підсумку, запропонований метод забезпечує кращу відповідність анатомічним характеристикам серцевих структур, що є ключовим аспектом для якісної реконструкції серця з двовимірного ультразвукового зображення.

3.5 Створення тривимірної моделі LV

3.5.1 Метод Тейхольца

Метод Тейхольца є одним з класичних і поширених підходів для оцінки об'єму лівого шлуночка серця за допомогою ехокардіографії. Його популярність обумовлена відносною простотою та швидкістю розрахунків. Основна ідея методу полягає у припущенні, що форма лівого шлуночка може бути апроксимована напів-еліпсоїдом, що є досить точним наближенням для більшості пацієнтів з нормальною геометрією серця [27].

Спочатку метод був розроблений для аналізу М-режимних ехокардіографічних даних, але згодом його принципи стали використовувати і для оцінки об'ємів на основі зображень у двовимірному режимі.

Основними вимірюваннями для розрахунку об'єму за методом Тейхольца є діаметр лівого шлуночка у короткій осі (зазвичай у діастолі та систолі) та довжина шлуночка у довгій осі. Знаючи ці параметри, об'єм камери можна обчислити з використанням емпіричної формули, яка враховує відносні розміри та форму шлуночка. Хоча ця формула є спрощеною і не враховує складніші анатомічні особливості серця, вона забезпечує достатню точність для більшості клінічних застосувань, особливо якщо відсутні значні патології або аномалії форми.

Ми розширили підхід Тейхольца, адаптуючи його для реконструкції тривимірної моделі лівого шлуночка на основі єдиного двовимірного ехокардіографічного зображення. На першому етапі зображення проходить сегментацію, що дозволяє виділити контури області шлуночка. Далі, виходячи з цих контурів, визначаються основні розміри: діаметр у короткій осі, який відповідає ширині сегментованої області, та довжина у довгій осі. На основі цих

даних будується параметрична геометрична модель у вигляді напів-еліпсоїда. Ця модель є початковим наближенням форми лівого шлуночка і дозволяє швидко отримати базову тривимірну структуру. Припущення про форму лівого шлуночка показано на рис. 3.15 [27].

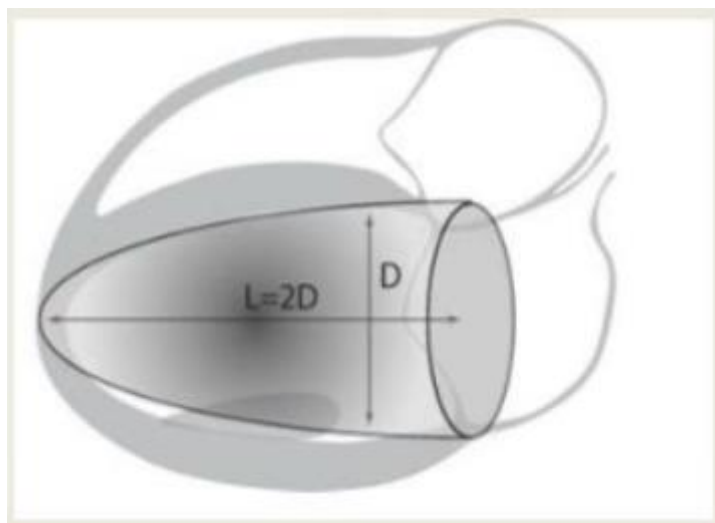


Рисунок 3.15 – Припущення про форму та об'єм LV на основі методу Тейхольца

Однак, простий напів-еліпсоїд рідко точно відображає реальну форму серця, тому на наступному етапі відбувається деформація базової моделі. Для цього аналізується контур сегментованої області та коригується поверхня напів-еліпсоїда, щоб він краще відповідав реальній анатомії. Такий підхід дозволяє врахувати можливі відхилення форми, що можуть виникати через особливості будови серця або патологічні зміни. Після деформації модель уточнюється з використанням додаткових даних, якщо вони доступні, наприклад, інформації про текстуру або додаткових вимірювань з інших зображень.

Застосування методу Тейхольца для тривимірної реконструкції має свої переваги, серед яких — швидкість розрахунків та можливість використання мінімального обсягу вихідних даних. Це робить підхід привабливим для клінічної практики, де часто необхідно отримати результат якомога швидше. Водночас, основним обмеженням є апроксимація форми шлуночка напів-еліпсоїдом, що може бути неточним у випадках патологій або атипової форми серця. Також

точність методу значною мірою залежить від якості сегментації контурів на зображенні. Незважаючи на це, метод дозволяє швидко побудувати тривимірну модель, яка може бути використана як початкове наближення або основа для подальшого моделювання та аналізу.

3.5.2 Осесиметрична модель

Також одним із методів отримання тривимірної моделі лівого шлуночка є створення осесиметричної моделі.

Осесиметрична модель є ефективним підходом до тривимірної реконструкції лівого шлуночка серця, заснованим на припущенні про симетрію його форми відносно центральної осі. Ця вісь проходить від верхівки до основи шлуночка, приблизно через його центр, і використовується як головна вісь симетрії. Такий підхід дозволяє спростити математичний опис складної геометрії, зменшивши тривимірну задачу до аналізу лише двовимірного зрізу. У випадку лівого шлуночка зазвичай обирається зріз у довгій осі, де чітко видно контури стінок шлуночка [29, 49].

Процес побудови осесиметричної моделі починається з аналізу ехокардіографічного зображення та виділення контуру шлуночка. Сегментація може бути реалізована різними методами, але загалом мета полягає у визначенні меж ендочарда — внутрішньої поверхні шлуночка, яка відповідає за його об'єм. Отриманий двовимірний контур розглядається як профіль, що описує форму шлуночка у зрізі. Наступним етапом є обертання цього профілю навколо центральної осі, що дозволяє створити тривимірну поверхню обертання. Це дає можливість отримати повноцінну 3D модель на основі всього одного двовимірного зображення [29, 49].

Основною перевагою осесиметричного підходу є його простота та ефективність. Модель створюється швидко, оскільки немає потреби у складних розрахунках або багатозрізових даних. Такий метод добре підходить для випадків, коли форма шлуночка є близькою до конусоподібної або еліпсоїдної, що зазвичай спостерігається у здорових пацієнтів. Осесиметричні моделі забезпечують гладку

і безперервну поверхню, що робить їх корисними для аналізу об'ємів, розрахунку фракції викиду та інших параметрів функціонування лівого шлуночка.

Однак існують певні обмеження. Головним недоліком є припущення про симетрію форми, яке не завжди є коректним. У пацієнтів з патологіями серця, такими як аневризми або значна гіпертрофія, форма лівого шлуночка може суттєво відрізнятись від симетричної. У таких випадках осесиметрична модель може давати неточні результати і потребувати подальшого уточнення або використання інших методів реконструкції, які враховують асиметрії.

Таким чином, осесиметрична модель є швидким і ефективним підходом до реконструкції тривимірної форми лівого шлуночка з мінімальними вимогами до даних. Вона часто використовується як початкове наближення, яке може бути далі уточнене при наявності додаткової інформації або більш детальних зображень. Незважаючи на обмеження, цей метод залишається популярним завдяки своїй простоті і придатності для рутинних клінічних застосувань, де важливо швидко отримати оцінку функціонального стану серця.

Приклад зрізу для осесиметричної моделі лівого шлуночка було представлено на рис. 3.16 [50].

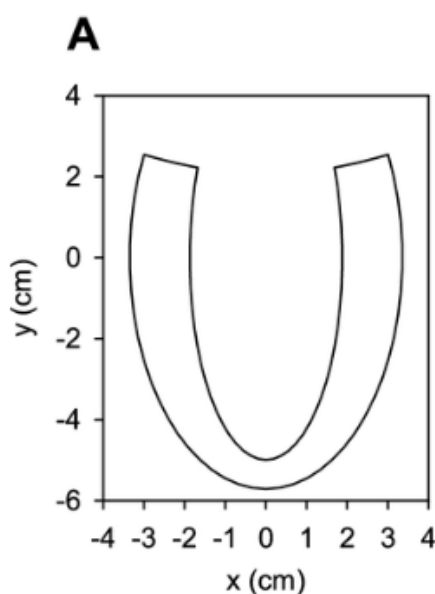


Рисунок 3.16 – Профіль передбачуваної осесиметричної форми LV

3.5.3 Метод Сімпсона

Метод Сімпсона є одним з найпоширеніших підходів для розрахунку об'єму лівого шлуночка в ехокардіографії, особливо в двовимірних дослідженнях. Цей метод базується на припущенні, що об'єм шлуночка можна поділити на кілька тонких зрізів, кожен з яких має форму еліптичного диска. Далі загальний об'єм шлуночка визначається як сума об'ємів цих дисків. Метод є інтуїтивним і забезпечує достатньо точні результати навіть при наявності деяких відхилень від типової геометрії шлуночка [27, 52].

Зазвичай для застосування методу Сімпсона використовують двовимірні зображення лівого шлуночка у двох перпендикулярних площинах — апікальну чотирикамерну та апікальну двокамерну проєкції. У цих проєкціях проводять сегментацію контуру ендокарда (внутрішньої поверхні шлуночка), після чого ділять шлуночок на множину тонких паралельних зрізів. Кожен зріз представлений еліптичним диском, площа якого визначається на основі довжини та ширини контуру в даному місці. Далі для обчислення об'єму шлуночка використовується формула, яка інтегрує ці площі вздовж довжини шлуночка [51].

Метод Сімпсона вважається "золотим стандартом" у двовимірній ехокардіографії для оцінки об'єму лівого шлуночка та фракції викиду. Його точність значно вища порівняно з іншими методами, такими як метод Тейхольца, оскільки він не робить припущення про конкретну форму шлуночка (наприклад, напів-еліпсоїд або конус). Замість цього, метод враховує фактичний контур, що робить його більш універсальним і точним, особливо при аналізі патологічних форм серця [27, 52].

Основні переваги методу Сімпсона полягають у високій точності та можливості оцінити об'єм лівого шлуночка навіть у випадках, коли його форма суттєво змінена через патології, такі як аневризми або дилатація. Однак для забезпечення точності потрібно, щоб сегментація контурів була виконана правильно, а зображення мали високу якість. Наявність артефактів або нечітких контурів може призвести до значних похибок.

Недоліком методу є потреба у двох перпендикулярних проєкціях, що може ускладнювати аналіз у деяких клінічних ситуаціях, коли отримати якісні зображення важко. Крім того, цей підхід може бути трудомістким та вимагати додаткового часу для виконання точної сегментації. Тим не менш, метод Сімпсона залишається стандартним інструментом для оцінки об'єму та функціонального стану лівого шлуночка в клінічній практиці завдяки своїй надійності та відносній простоті застосування.

Приклад тривимірної моделі для відтворення за методом Сімпсона було представлено на рис. 3.17 [53].

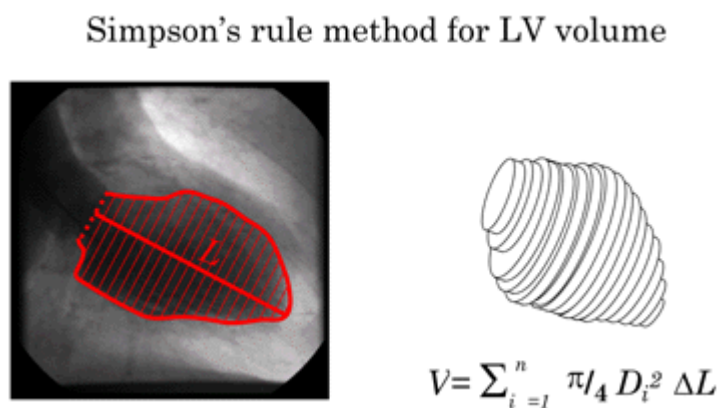


Рисунок 3.17 – Тривимірна модель LV відтворена методом Сімпсона

3.6 Створення тривимірної моделі LA

Створення тривимірної моделі лівого передсердя на основі лише одного ехокардіографічного зображення є складним завданням, оскільки анатомія передсердя є складною та варіативною. Однак для побудови початкової тривимірної моделі можуть бути використані спрощені підходи, які дозволяють отримати оцінку форми і об'єму лівого передсердя з мінімальними вимірюваннями.

Один з найбільш простих підходів полягає в застосуванні осесиметричної моделі, яка передбачає, що ліве передсердя має симетричну форму навколо центральної осі. Ця ось зазвичай проходить від вушка передсердя до впадіння

легеневих вен. Для створення тривимірної моделі в такому випадку використовується зображення лівого передсердя, отримане в апікальній чотирикамерній проєкції. Визначений контур передсердя служить основою для побудови поверхні обертання навколо центральної осі, що дозволяє отримати тривимірну форму. Така модель є швидкою у реалізації і може бути корисною для пацієнтів з типовою формою передсердя, де його симетрія чітко виражена [54].

Іншим підходом є апроксимація форми лівого передсердя еліпсоїдом або напівеліпсоїдом, що подібне до методу Тейхольца, який застосовується для лівого шлуночка. Для цього потрібно здійснити вимірювання ширини та довжини передсердя на зображенні, що дозволяє побудувати еліпсоїдну поверхню, яка служить наближенням до реальної форми передсердя. Хоча цей метод не враховує детальні анатомічні особливості передсердя, він дозволяє швидко отримати загальне уявлення про об'єм і форму органу [54].

Також існує підхід, заснований на методі площі та довжини, що дозволяє оцінити об'єм передсердя шляхом вимірювання площі внутрішнього контуру на зображенні в довгій осі. Довжина визначається як відстань від основи передсердя до його вушка. Цей метод ґрунтується на припущенні, що форма передсердя може бути апроксимована півсферою або усіченим конусом, що дозволяє за допомогою геометричних формул розрахувати об'єм [54].

Також метод Сімпсона є коректним припущенням для моделювання LA [54].

Висновок до розділу 3

У третьому розділі було проведено детальний аналіз етапів побудови тривимірної моделі серця, починаючи від попередньої обробки зображень і закінчуючи методами створення тривимірних моделей та їх візуалізації.

Аналіз методів передобробки зображень виявив ефективність комбінованого підходу, що включає застосування медіанного фільтру та спеціальних методів "штучного старіння" зображень.

Особливо важливим виявився процес адаптації зображень з сучасних ультразвукових сканерів, оскільки існує суттєва різниця в якості між новими та старими ультразвуковими знімками. Запропонований підхід дозволяє ефективно обробляти зображення різної якості та походження, що значно розширює практичну застосовність розробленого рішення.

Дослідження процесу сегментації на основі архітектури U-Net показало високу ефективність цього підходу для виділення структур серця, що підтверджується досягнутим показником *dice* коефіцієнту 0.89. Аналіз функцій втрат продемонстрував переваги використання комбінованого підходу, що поєднує мультикласовий *Dice* коефіцієнт та категоріальну фокальну крос-ентропію. Такий підхід дозволив досягти балансу між точністю сегментації та здатністю моделі працювати зі складними випадками.

При аналізі методів обробки сегментованих областей було виявлено, що використання аналізу головних компонент (PCA) для визначення параметрів лівого шлуночка дає більш точні результати порівняно з методом обмежувального прямокутника, особливо у випадках з нестандартною орієнтацією серцевих структур. Цей метод дозволяє більш точно визначати геометричні параметри камер серця, враховуючи їх природну орієнтацію та форму.

Важливим аспектом дослідження стало порівняння різних методів створення тривимірних моделей. Було встановлено, що метод Тейхольца, хоча і є більш простим, забезпечує достатню точність для більшості клінічних випадків. Осесиметрична модель показала кращі результати при роботі з симетричними структурами, тоді як метод Сімпсона виявився найбільш універсальним, хоча і більш вимогливим до обчислювальних ресурсів.

Особливу увагу було приділено аналізу процесу створення тривимірної моделі лівого передсердя, що має складнішу геометрію порівняно з шлуночками. Результати показали, що комбінування різних методів реконструкції може дати кращі результати, ніж використання одного підходу. При цьому важливим фактором виявилось правильне визначення анатомічних орієнтирів та врахування індивідуальних особливостей будови серця.

Проведене дослідження також виявило ряд важливих практичних аспектів реалізації системи тривимірної реконструкції. Зокрема, було встановлено оптимальні параметри фільтрації та попередньої обробки зображень, які забезпечують найкращий баланс між зниженням шуму та збереженням важливих деталей. Визначено критичні точки в процесі обробки даних, де можливе виникнення помилок, та розроблено методи їх запобігання.

Результати тестування розроблених алгоритмів на різних наборах даних показали їх стабільність та надійність. Особливо важливим є те, що система здатна адаптуватися до різної якості вхідних даних, що робить її придатною для використання в реальних клінічних умовах. При цьому час обробки одного набору даних залишається в межах, прийнятних для практичного застосування.

Аналіз обчислювальної ефективності розроблених методів показав, що вони можуть бути реалізовані на стандартному обладнанні без необхідності використання спеціалізованих високопродуктивних систем. Це робить розроблене рішення доступним для широкого впровадження в медичних установах різного рівня.

В цілому, проведений аналіз дозволив визначити оптимальні підходи до кожного етапу процесу тривимірної реконструкції серця та виявити потенційні напрямки для подальших досліджень. Зокрема, перспективним видається розвиток методів автоматичної адаптації параметрів реконструкції в залежності від якості вхідних даних та розробка більш ефективних алгоритмів сегментації складних анатомічних структур.

Отримані результати створюють солідну основу для подальшого вдосконалення методів тривимірної реконструкції серця та їх впровадження в клінічну практику. При цьому важливо продовжувати роботу над підвищенням точності реконструкції та зменшенням обчислювальних витрат, що дозволить зробити систему ще більш ефективною та зручною у використанні.

РОЗДІЛ 4

ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТРИВИМІРНОЇ РЕКОНСТРУКЦІЇ НА ОСНОВІ ДВОВИМІРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ СЕРЦЯ

У цьому розділі описується процес створення програмного забезпечення для тривимірної реконструкції серця на основі двовимірних ультразвукових зображень. Розглядаються архітектурні рішення, вибір технологій та інструментів розробки, а також особливості реалізації користувацького інтерфейсу. Представлені результати тестування системи та оцінка її практичного застосування.

Створення інтерфейсу користувача для відтворення тривимірної моделі серця

Для тривимірної реконструкції серця було вирішено створити веб-додаток. Цей вибір обумовлений необхідністю забезпечити широкий доступ до системи та можливість її використання без складної процедури встановлення спеціального програмного забезпечення. Для фронт-енд частини були використані HTML, JavaScript і CSS. Ці технології були обрані через їх універсальність, широку підтримку сучасними браузером та багатий набір інструментів для розробки. JavaScript забезпечує можливість маніпуляцій з 3D-моделлю, таких як обертання, зміна масштабу та перегляд різних площин, що робить додаток інтерактивним. CSS допомагає створити сучасний дизайн, який адаптується до різних розмірів екранів на різних пристроях, забезпечуючи користувацький комфорт. Використання адаптивного дизайну гарантує, що додаток буде однаково зручним у використанні як на настільних комп'ютерах, так і на мобільних пристроях, що особливо важливо для медичних фахівців, які потребують доступу до системи з різних місць та пристроїв [56].

Створений інтерфейс в результаті мав наступний вигляд як на рис. 4.1.

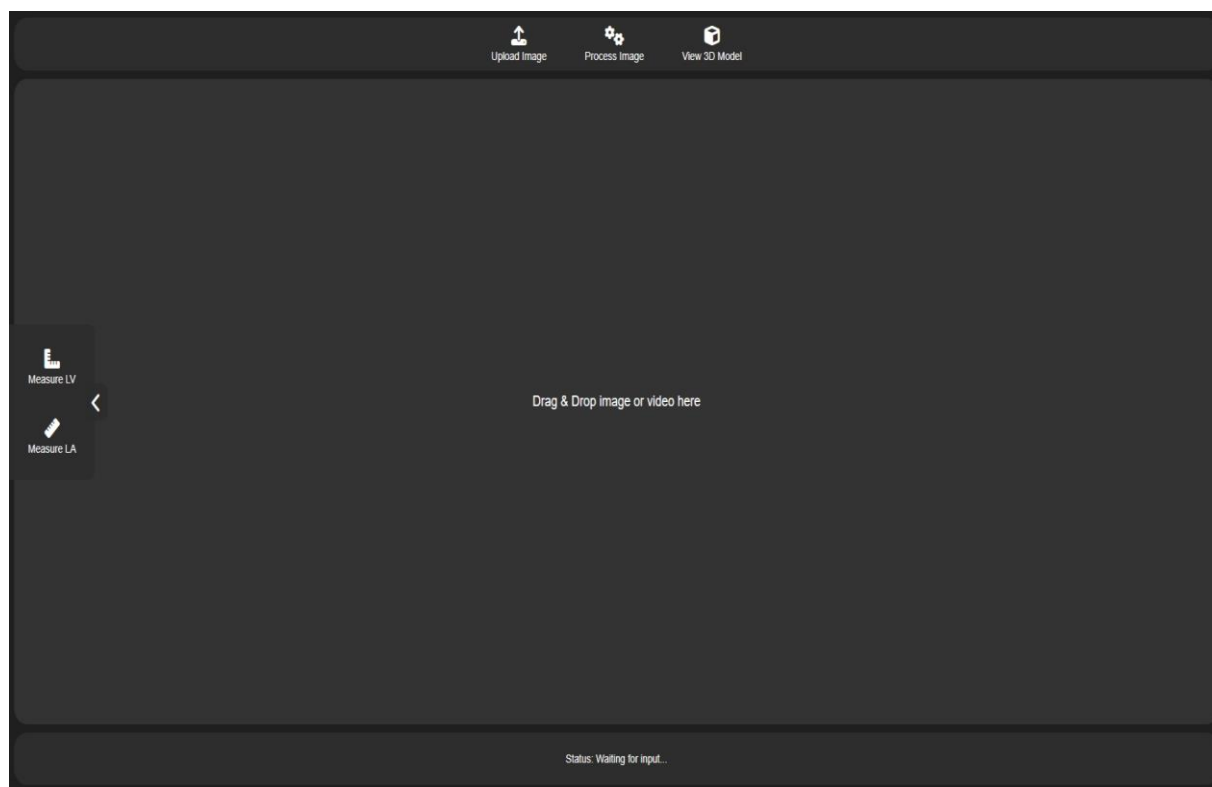


Рисунок 4.1 – Головна сторінка веб-сайту

В низу сторінки є статусбар котрий виводить інформацію про те що відбувається в теперішній момент. Наприклад це може бути повідомлення про те що завантажене зображення обробляється або що виникла помилка.

Задля управління серверною частиною було обрано Python Flask, легкий та гнучкий фреймворк, який дозволяє обробляти дані користувачів, керувати запитами та генерувати динамічний контент. Flask також підтримує інтеграцію з бібліотеками для обробки тривимірних даних, що робить його ідеальним для цього проєкту [57].

Особливо важливим елементом стала реалізація локалізації за допомогою Flask-Babel. Це забезпечує підтримку декількох мов в додатку, що робить його доступним для ширшої аудиторії. Flask-Babel дозволяє легко керувати перекладами та забезпечує, щоб користувачі могли взаємодіяти з додатком своєю мовою.

Також сайт адаптований для мобільних пристроїв (див. рис. 4.2).

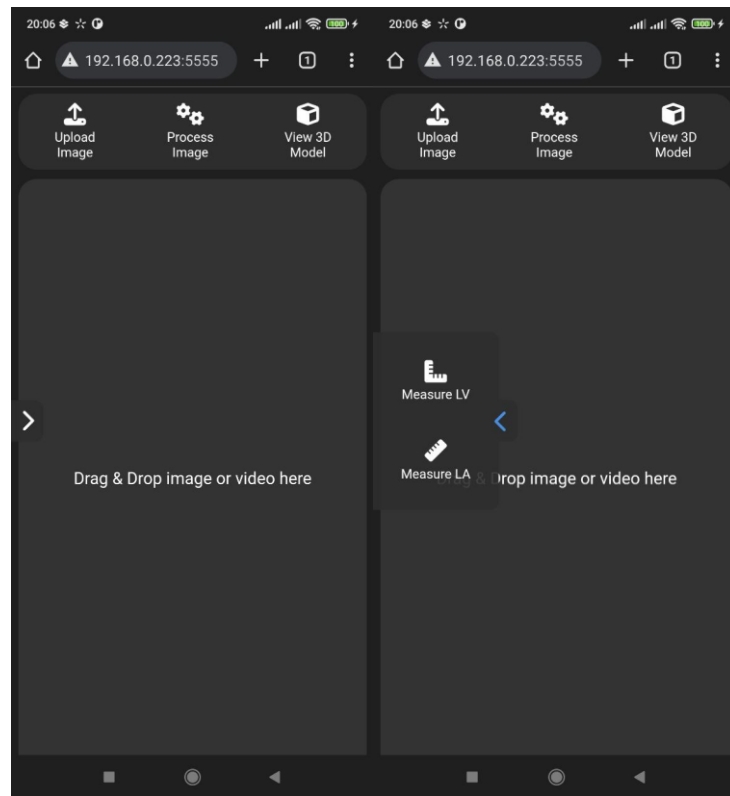


Рисунок 4.2 – Мобільна версія головної сторінки сайту

Після завантаження зображення воно масштабується під розмір сторінки і після цього користувач має змогу натиснути на кнопку для обробки зображення, тобто його сегментування. Вигляд сторінки після завантаження зображення показано на рис. 4.3.

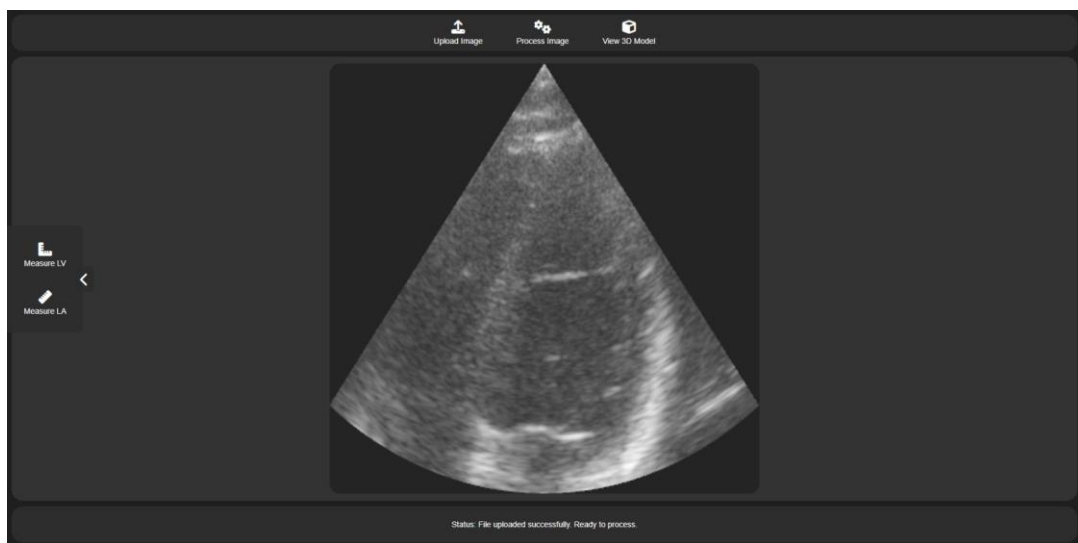


Рисунок 4.3 – Головна сторінка сайту після завантаження зображення

Завантажити картинку для відтворення моделі можна перетягнувши її на головний екран або натиснувши на кнопку «Завантажити зображення» в меню зверху.

Але слід зазначити, що зображення відразу ж не показується на екрані, для початку користувач повинен обрати, який тип зображення він завантажує.

Приклад того як виглядає меню для вибору типу показано на рис. 4.4.

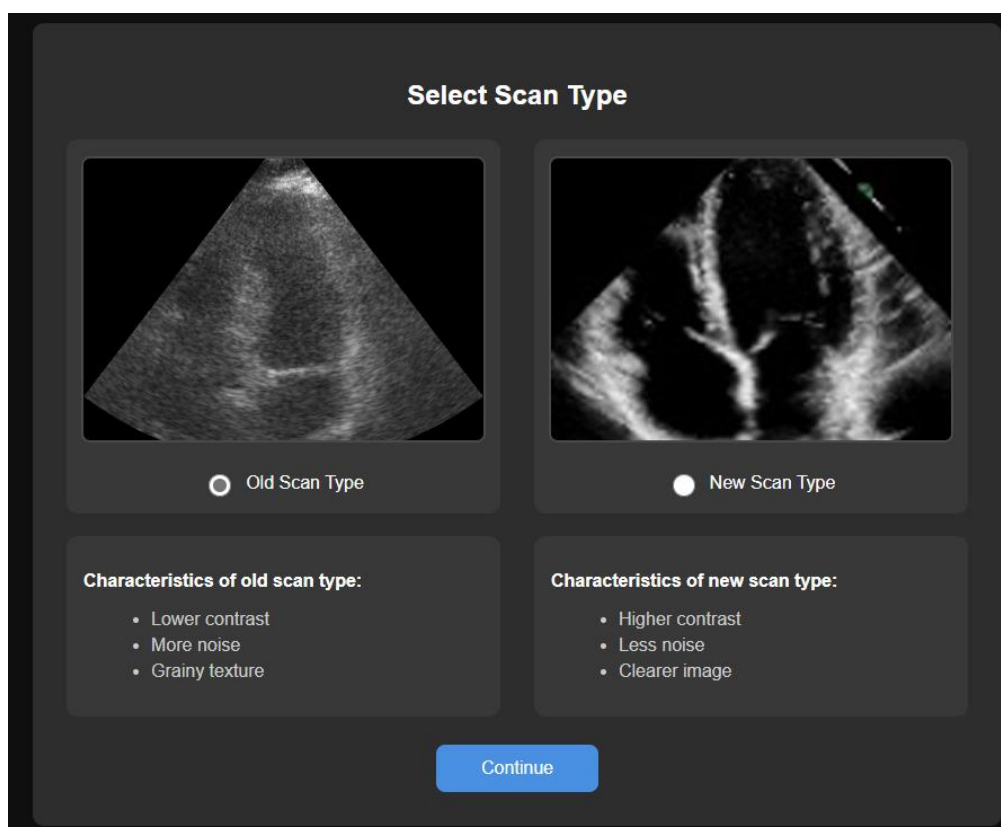


Рисунок 4.4 – Меню вибору типу знімка

Відповідно до обраної опції, далі буде розпочато процес обробки зображення. Як було зазначено в попередніх розділах, більш сучасні зображення проходять етап «штучного старіння», що дозволяє значно покращити результати сегментації. Цей процес включає в себе модифікацію зображення таким чином, щоб підвищити контрастність та видимість структур, що полегшує точну ідентифікацію та відділення різних елементів серцевої тканини.

Приклад сегментації зображення, яке не пройшло обробку, було показано на рис. 4.5. Це зображення демонструє результати сегментації без застосування «штучного старіння», що може призвести до менш точних або неповних контурів. З іншого боку, зображення, яке пройшло процес «штучного старіння», представлено на рис. 4.6. Після обробки, воно відповідає вимогам мережі, яка була навчена на старих даних.

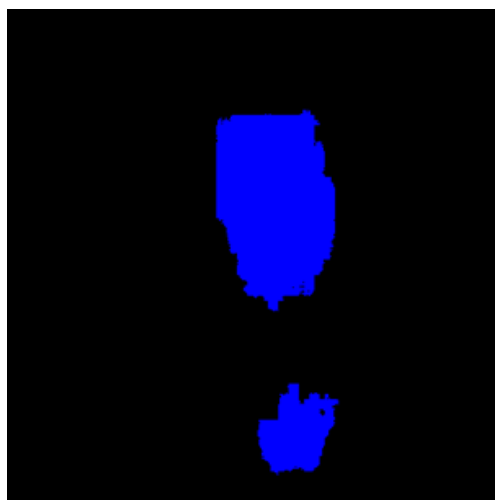


Рисунок 4.5 – Результат сегментації сучасного ультразвукового зображення без штучного «старіння»

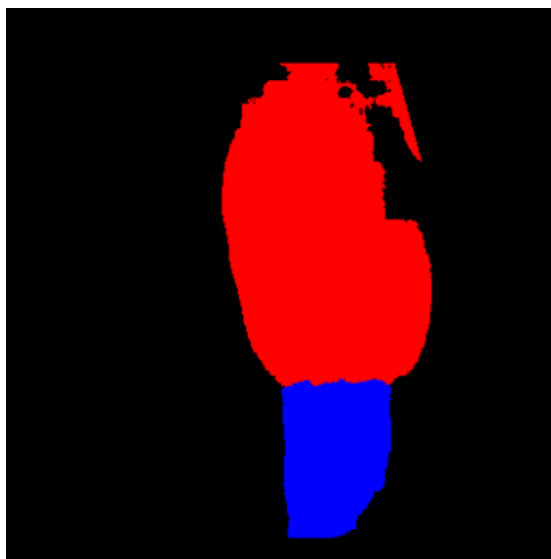


Рисунок 4.6 - Результат сегментації сучасного ультразвукового зображення з використанням штучного «старіння»

Після обробки, на зображенні видно значно більше деталей, зокрема чітко окреслені межі серцевих структур, що значно полегшує подальшу обробку та аналіз. Технологія «штучного старіння» є особливо корисною для підвищення точності в подальшій роботі з сегментацією, що має велике значення для точного визначення розмірів та об'ємів серцевих камер.

Оригінальне зображення (див. рис. 4.7) було змінене відповідно до вимог обраної обробки та зберігатиметься на серверній стороні додатку для подальшої роботи. Після застосування перетворень зображення, його вигляд буде відображено на рис. 4.8.

Зміна вигляду зображення сприяє адаптації його до вимог мережі, яка була навчена на старих даних, що дозволяє значно покращити точність подальшої обробки. Це особливо важливо, оскільки мережа, навчена на старіших зображеннях, може мати певні особливості, які потребують підготовки нових зображень до конкретного формату або властивостей, на яких вона навчалася. Таким чином, перетворення зображення дозволяє забезпечити його сумісність з моделями машинного навчання, що працюють із специфічними характеристиками даних, що є критичним для досягнення високої точності сегментації.

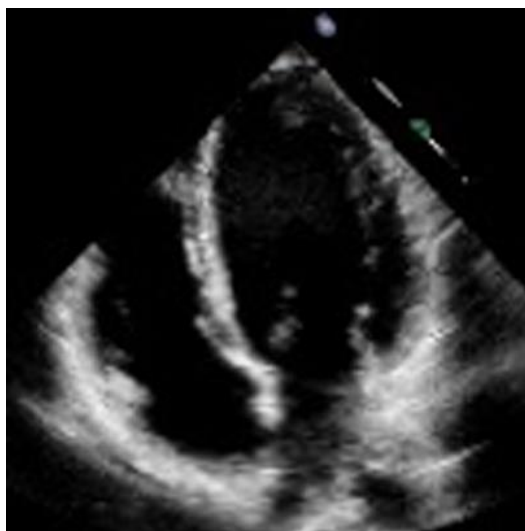


Рисунок 4.7 – Ультразвукове зображення серця отримане на новому ультразвуковому сканері

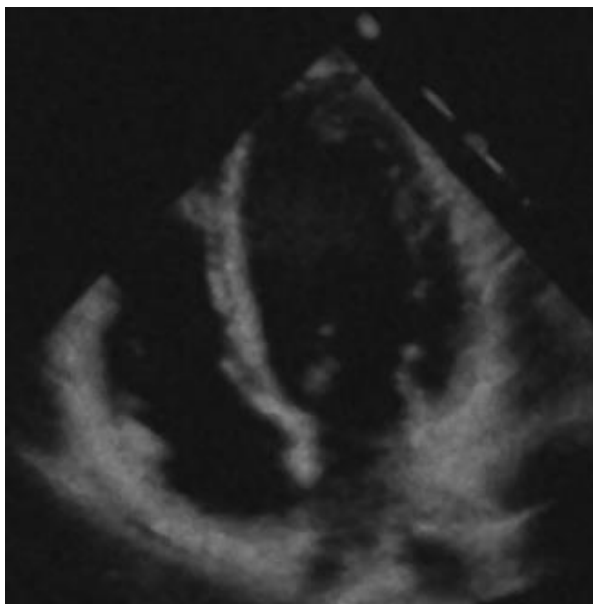


Рисунок 4.8 - Ультразвукове зображення серця отримане на новому ультразвуковому сканері після обробки

Цей етап обробки є важливим не лише для покращення якості сегментації, а й для підготовки зображення до подальших етапів реконструкції. Оброблене зображення містить оптимальні дані для побудови 3D-моделей, що дозволяє точніше відтворити структури серця та отримати коректні параметри для подальших клінічних досліджень і аналізів. Зберігання зображення на серверній стороні додатку також дає змогу ефективно використовувати його в інших частинах системи, забезпечуючи швидкий доступ і обробку на будь-якому етапі дослідження.

Після завантаження зображення та натискання кнопки «Обробити зображення», воно проходить процес сегментації, що передбачає автоматичне виділення ключових структур серця на основі заданих алгоритмів. Сегментація дозволяє чітко розділити зображення на окремі елементи, такі як камери серця, що є необхідним кроком для подальшої обробки та аналізу. Кожна з цих структур визначається з високою точністю, що сприяє подальшому створенню деталізованих 3D-моделей. По завершенню процесу сегментації результат роботи виводиться на екрані користувача (див. рис. 4.9).

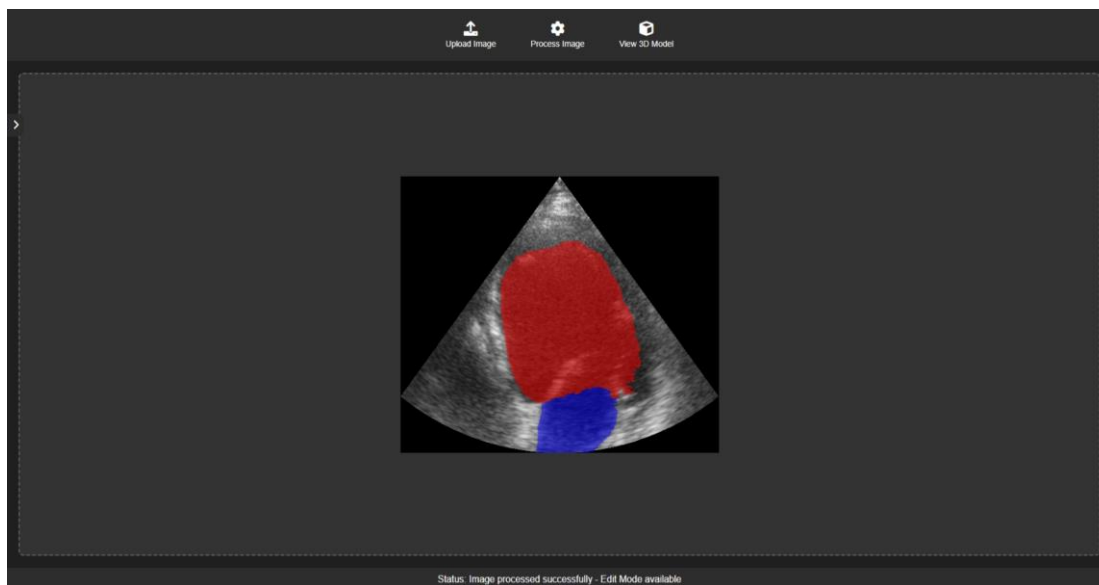


Рисунок 4.9 – Головна сторінка сайту після сегментування

На цьому етапі користувач може побачити, як саме алгоритм виділив та окреслив важливі частини серцевої анатомії, що дозволяє здійснити візуальну перевірку точності сегментації. Крім того, цей результат слугує основою для подальших кроків, таких як реконструкція 3D-моделі, оскільки на цьому етапі вже доступні необхідні дані для відтворення об'ємних моделей серця. Виведення результату на екран також дає змогу користувачеві перевірити необхідність подальших уточнень в алгоритмі сегментації.

На сайті передбачена можливість для виправлення вимірів, здійснених програмою, а також для корекції сегментованих областей, що дає користувачеві більшу гнучкість у роботі з результатами обробки. Панель інструментів, розташована з лівої сторони екрану, містить усі необхідні функції для внесення змін та корекцій у сегментацію.

Користувач може вручну налаштовувати межі сегментованих структур, коригувати розміри камер серця або навіть доповнювати недостаючі частини, що дозволяє досягти ще більшої точності в подальшій обробці. (див. рис. 4.10).

Інструменти на панелі дозволяють здійснювати різноманітні дії, такі як ручне малювання контурів, збільшення або зменшення виділених ділянок.

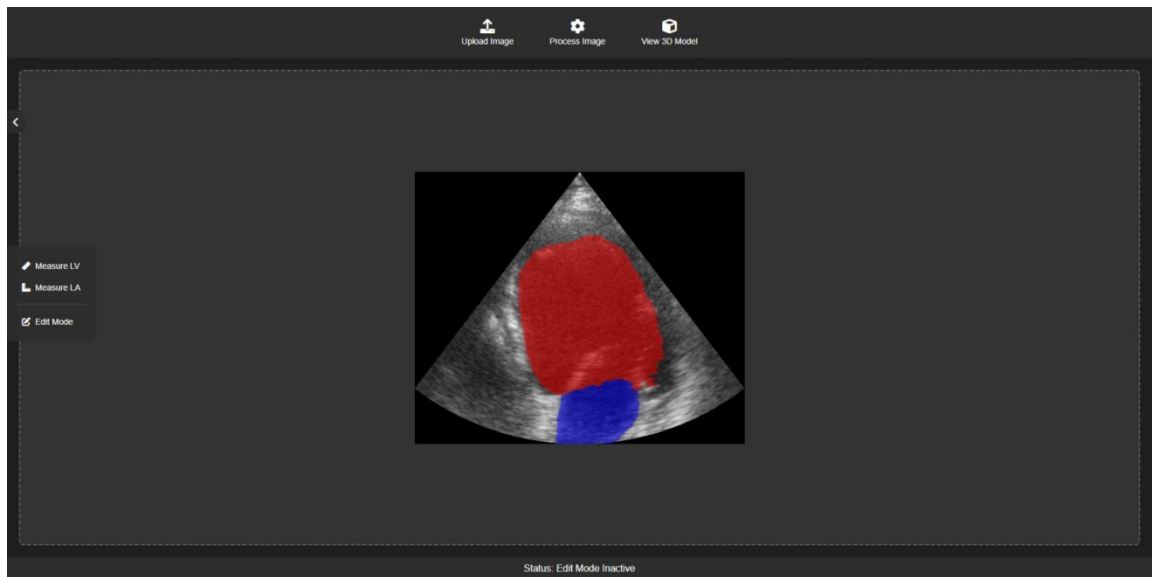


Рисунок 4.10 – Головна сторінка сайту після сегментування з відкритим меню інструментів

Коли користувач перейде в режим редагування, меню з лівої сторони розшириться та буде доступно весь набір інструментів (див. рис. 4.11).

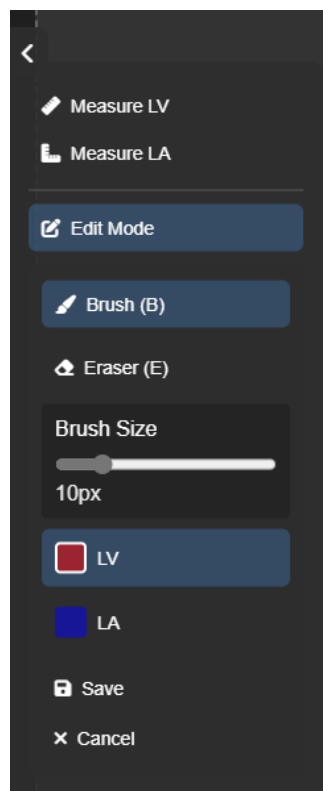


Рисунок 4.11 – Інструменти в режимі редагування

Після обробки зображення в статусбарі з'являється повідомлення про успішне завершення процесу, що означає готовність переходу до наступного етапу.

Для цього користувач повинен натискати на кнопку «Показати 3D модель» у верхньому меню, щоб перейти до тривимірної візуалізації серцевих структур. Цей етап дозволяє побудувати 3D-модель на основі обробленого зображення, що дає можливість детальніше вивчити анатомію серця та оцінити його структури.

В результаті виконаних дій на екрані з'явиться тривимірна модель, відтворена за допомогою методів, детально описаних у попередніх розділах. Ця модель дозволяє користувачеві переглядати серце з різних ракурсів, оцінюючи його структури та об'єм.

Головна сторінка сайту оновиться і набуде вигляду, показано на рис. 4.12, де буде відображено тривимірну модель разом з інтерфейсом для подальших маніпуляцій або аналізу.

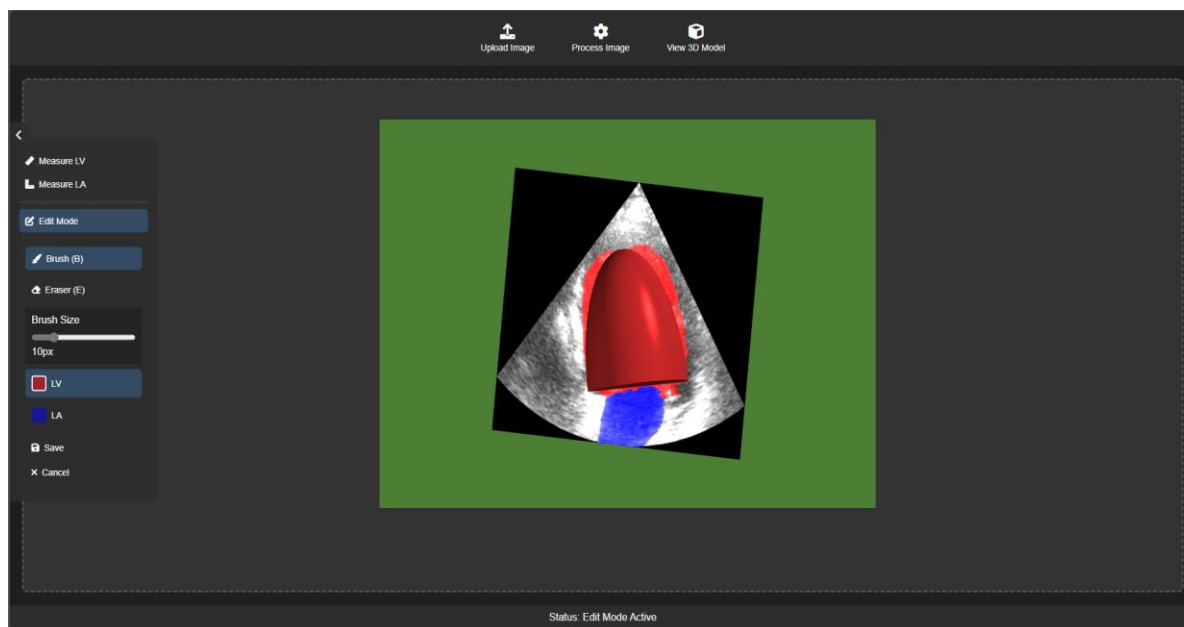


Рисунок 4.12 – Головна сторінка сайту з реконструйованою 3D моделлю LV

Те як може виглядати дана модель для більш сучасного зображення продемонстровано на рис. 4.13.

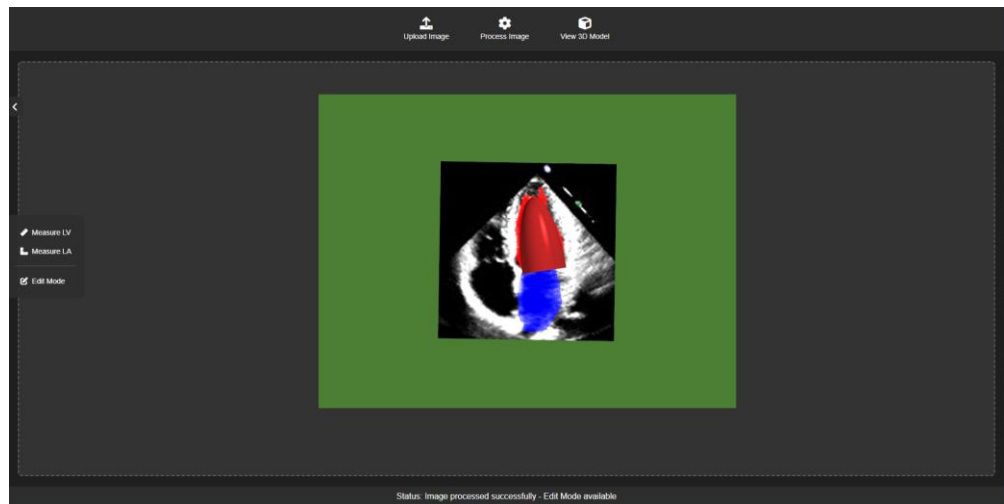


Рисунок 4.13 – Головна сторінка сайту з реконструйованою 3D моделлю LV для більш сучасного зображення

В веб-додатку використовується модель відтворена за допомогою метода Тейхольца.

Також доступна модель котра була зроблена за допомогою інших методів, наприклад осесиметрична модель представлена на рис. 4.14.

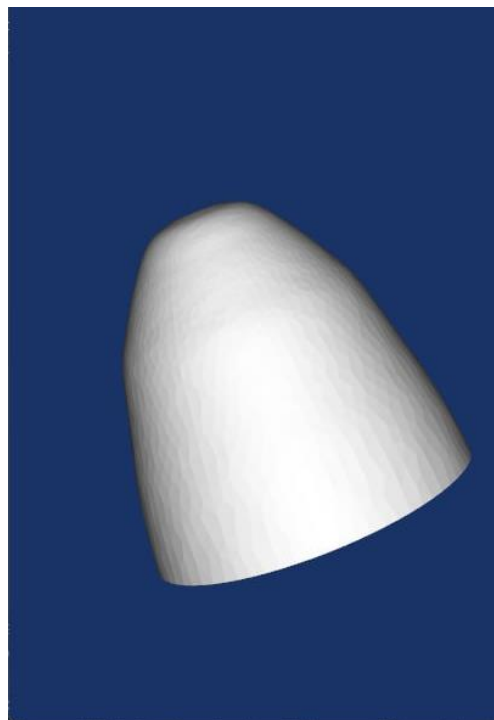


Рисунок 4.14 – Осесиметрична модель LV

Одна з візуалізацій тривимірної моделі LA, що була відтворена, також показано на рис. 4.15.

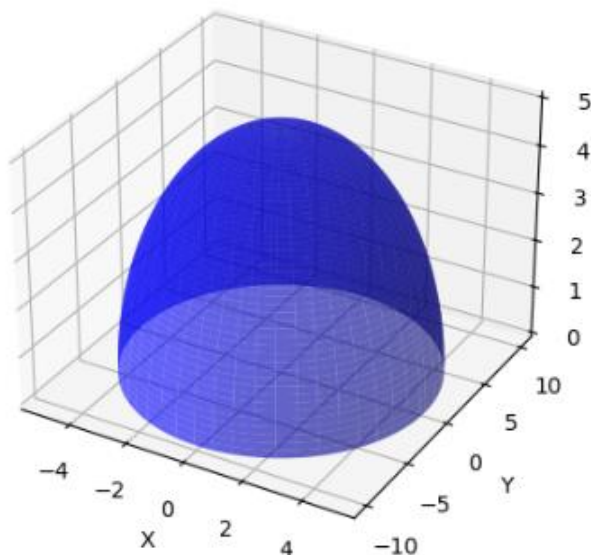


Рисунок 4.15 – Модель LA

В відтворені моделі можуть бути візуалізовані в різний спосіб, наприклад як було показано на рис. 4.12 ми можемо показувати тривимірну модель разом з оригінальним зображенням з котрого взяли параметри для її відтворення, ще можна використовувати різні матеріали, освітлення і т.д. (див. рис. 4.16).

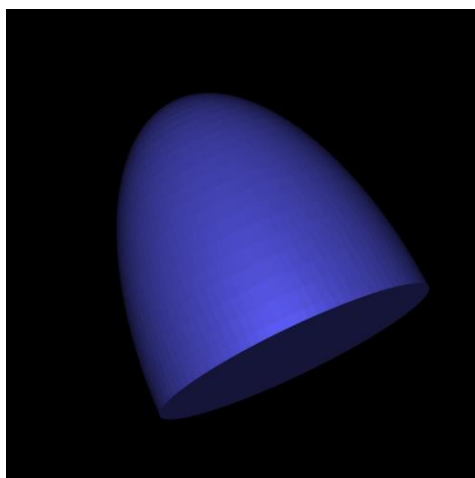


Рисунок 4.16 – Один із варіантів візуалізації з використанням інших параметрів

Для безпеки даних користувачів сайту, всі завантаженні зображення котрі тимчасово зберігаються на сервері шифруються та видаляються через деякий час для забезпечення безпеки та конфіденційності користувачів.

Також як було вже зазначено, сайт адаптований під мобільні пристрої, тому всі ці етапи також мають представлення й на них (див. рис. 4.17- рис. 4.18).



Рисунок 4.17 – Мобільна версія сайту з завантаженим зображенням

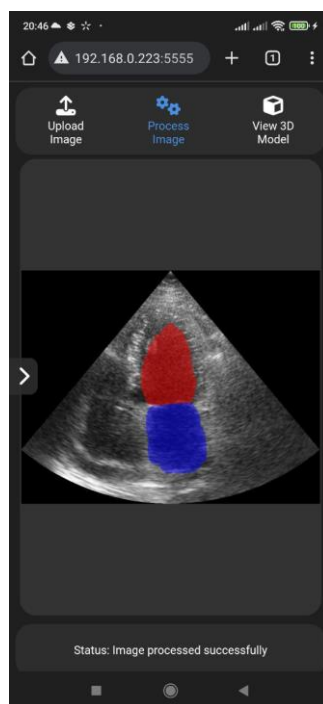


Рисунок 4.18 – Мобільна версія сайту з сегментованим зображенням

Висновок до розділу 4

У четвертому розділі було детально розглянуто програмну реалізацію системи тривимірної реконструкції серця на основі двовимірних ультразвукових зображень. Розроблене програмне рішення реалізоване у вигляді веб-додатку, що включає як клієнтську частину на основі HTML, JavaScript і CSS, так і серверну частину, побудовану з використанням Python Flask.

Вибір веб-орієнтованої архітектури був зумовлений необхідністю забезпечити широку доступність системи та можливість її використання без складних процедур встановлення спеціалізованого програмного забезпечення. Це рішення дозволяє користувачам отримувати доступ до системи з різних пристроїв та локацій, що особливо важливо в сучасних умовах медичної практики.

Особлива увага була приділена розробці користувацького інтерфейсу, який забезпечує інтуїтивно зрозумілу взаємодію з системою. Інтерфейс включає:

- Інструменти для завантаження та попередньої обробки зображень
- Панель налаштування параметрів реконструкції
- Візуалізатор тривимірних моделей з можливістю інтерактивної взаємодії
- Засоби експорту та збереження результатів
- Інструменти для корекції та редагування сегментації

Реалізований підхід до попередньої обробки зображень, включаючи метод "штучного старіння" для сучасних ультразвукових знімків, показав свою високу ефективність. Цей метод значно покращив якість сегментації, що підтверджується порівнянням результатів обробки зображень з та без використання даного підходу.

Важливим аспектом розробки стала імплементація різних алгоритмів реконструкції, що надає користувачам гнучкість у виборі методу відповідно до їхніх потреб. Система підтримує:

- Метод Тейхольца для базової реконструкції
- Осесиметричну модель для більш складних випадків

- Метод Сімпсона для високоточної реконструкції
- Комбіновані підходи для специфічних випадків

Особливу увагу приділено створенню адаптивного інтерфейсу, що забезпечує зручну роботу на різних пристроях, та реалізації заходів безпеки для захисту користувацьких даних, включаючи шифрування та автоматичне видалення завантажених зображень після обробки.

Система забезпечує підтримку різних форматів файлів:

- Поширені формати зображень (PNG, JPEG, TIFF)
- Відеоформати для обробки динамічних досліджень
- Формати тривимірних моделей для експорту результатів

Реалізована система локалізації з використанням Flask-Babel істотно розширює можливості застосування програмного продукту, забезпечуючи не лише підтримку різних мов інтерфейсу, але й коректне відображення специфічної медичної термінології. Це робить систему доступною для широкої аудиторії користувачів та спрощує її впровадження в медичних закладах різних країн. Локалізація охоплює всі елементи інтерфейсу, включаючи меню налаштувань, повідомлення про помилки та підказки для користувача.

В результаті розробки створено повноцінний інструмент для тривимірної реконструкції серця, який повністю готовий до використання у клінічній практиці. Система забезпечує весь необхідний функціонал для обробки та візуалізації ультразвукових зображень серця, надаючи користувачам зручний та інтуїтивно зрозумілий інтерфейс. Особлива увага була приділена забезпеченню стабільності роботи та надійності збереження даних, що критично важливо для медичного програмного забезпечення.

Аналіз розробленої системи дозволив визначити кілька перспективних напрямків її подальшого вдосконалення:

- Розширення набору підтримуваних форматів файлів
- Оптимізація алгоритмів для підвищення швидкодії

- Додавання нових інструментів аналізу та вимірювань
- Розширення можливостей інтеграції з медичними інформаційними системами
- Впровадження додаткових методів візуалізації

Реалізація цих вдосконалень дозволить зробити систему ще більш ефективним інструментом для медичної діагностики, розширивши її можливості та сфери застосування. Особливо важливим є подальший розвиток інструментів аналізу та вимірювань, оскільки це безпосередньо впливає на якість діагностики та прийняття клінічних рішень.

В результаті проведеної роботи створено програмний продукт, який успішно вирішує задачу тривимірної реконструкції серця на основі двовимірних ультразвукових зображень. Система демонструє високу надійність та зручність використання, що робить її цінним інструментом для покращення процесу діагностики серцево-судинних захворювань. Важливо відзначити, що розроблене рішення не тільки відповідає поставленим вимогам, але й має значний потенціал для подальшого розвитку та вдосконалення.

РОЗДІЛ 5

РОЗРАХУНОК СТАРТАП-ПРОЄКТУ

У цьому розділі проводиться економічний аналіз та розрахунок стартап-проєкту на основі розробленого програмного забезпечення. Розглядаються питання ринкового потенціалу продукту, аналізуються можливі бізнес-моделі та стратегії виходу на ринок. Особлива увага приділяється оцінці економічної ефективності та потенційних ризиків реалізації проєкту.

5.1 Опис початкової команди стартапу

Команда стартапу складається з однієї особи на початку - Кройс Назарій Іванович.

5.2 Назва проєкту

Додаток для реконструкцій тривимірної моделі серця на основі аналізу двовимірних ультразвукових зображень

5.3 Короткий опис проєкту

Розробка інноваційного програмного забезпечення для тривимірної реконструкції серця з двовимірних ультразвукових зображень, що дозволяє підвищити точність діагностики серцевих захворювань.

Основні характеристики продукту:

- Відносно точне відтворення тривимірної структури серця
- Широка функціональність
- Можливість персоналізованих налаштувань
- Відсутність потреби у великій кількості даних

Виконує вимоги:

- Створення тривимірних візуалізацій
- Пришвидшення УЗД

5.4 Бізнес-модель

5.4.1 Цінність продукту

Цінність продукту полягає в:

- Покращення діагностичних можливостей ультразвуку;
- Зменшення часу діагностики та підвищення точності виявлення захворювань;
- Ефективність в плануванні лікування завдяки деталізованій тривимірній моделі.
- Відсутність в потребі купівлі більш дорогого обладнання та датчиків для створення тривимірних візуалізацій

Виконує вимоги:

- Створення тривимірних візуалізацій
- Пришвидшення УЗД

5.4.2 Сегмент споживачів

Медичні заклади, зокрема кардіологічні відділення лікарень та діагностичні центри, інститути досліджень хвороб серця та УЗД.

5.4.3 Канали збуту

Канали збуту включають в себе:

- Прямі продажі через власний вебсайт;
- Співпраця з IT-консалтинговими компаніями та дистриб'юторами медичного обладнання.

5.4.4 Взаємодія з споживачами

Взаємодія зі споживачами:

- Онлайн платформа для демонстрації можливостей програми;
- Технічна підтримка та консультації
- Навчальні семінари для користувачів
- Безкоштовні обмежені в часі версії програми

5.4.5. Дохід (монетизація)

Монетизація складається з:

- Продаж ліцензій на програмне забезпечення
- Продаж ліцензій на встановлення на медичне обладнання
- Платні консультативні послуги з інтеграції системи в медичні установи

5.4.6 Ключові види діяльності:

Види діяльності:

- Розробка програмного забезпечення;
- Управління проектом та маркетинг;
- Надання технічної підтримки.

5.4.7 Ключові ресурси

Матеріальні ресурси:

- Серверне обладнання необхідне для розробки та досліджень
- Комп'ютерне обладнання для підтримки та працівників
- Офісні приміщення та інфраструктурні матеріали

Інтелектуальні ресурси:

- Кодова база, що включає в себе розроблені моделі, інтерфейси користувача, тощо.
- Патенти та авторські права на підходи в обробці медичних зображень
- Ліцензії на використання бібліотек та патентів інших авторів
- Зібрані датасети для навчання нейронних мереж

Людські ресурси:

- Директор – Кройс Назарій Іванович
- Головний розробник – програміст з досвідом роботи не менше 2 роки, з знаннями в сфері машинного навчання та обробки зображень
- Команда розробників – програмісти, з навичками роботи з тривимірними моделями та користувацькими інтерфейсами
- Бухгалтерський відділ – бухгалтер для ведення витрат та податків компанії
- Відділ маркетингу – пошук клієнтів та партнерів, реклама продукту та його просування
- Працівники підтримки – 2-3 людини з технічними знаннями та сильними комунікаційними навичками для підтримки клієнтів

Фінансові ресурси:

- Кредити та позики
- Власний капітал та залучені інвестиції

5.4.8 Ключові партнери

Партнери:

- Медичні установи
- Продавці медичного програмного забезпечення
- Продавці та виробники медичного обладнання

5.4.9 Витрати

Витрати на виготовлення початкової продукції стартапу:

- Ліцензійне програмне забезпечення: 6000 грн/місяць
- Зарплата співробітників на початковому етапі розробки: 150000 грн/місяць
- Витрати на побудову інфраструктуру розробки: 2000 грн/місяць

- Комунальні платежі та оренда офісу: 15000 грн/місяць
- Податки на співробітника за спрощеною системою: 7500 грн/місяць

Очікуваний період розробки: 6 місяців.

Всього: 1083000 гривень.

5.4.10 Споживчі властивості товару

Властивості:

1. Покращена діагностика: Використання програми для тривимірної реконструкції серця дозволяє медичним фахівцям отримати детальніше і більш точне уявлення про структуру серця пацієнта. Це значно підвищує точність діагностики захворювань, таких як структурні дефекти, зміни в тканинах та функціональні порушення.

2. Оптимізація лікування: Точні 3D моделі допомагають кардіологам планувати лікування більш ефективно, забезпечуючи можливість кращого розуміння розташування та розміру патологічних утворень. Це особливо важливо при плануванні хірургічного втручання та інших лікувальних процедур.

3. Економія часу: Програма здатна швидко обробляти ультразвукові дані та створювати 3D візуалізацію, що дозволяє лікарям значно скоротити час, необхідний для аналізу стану серця пацієнта.

4. Навчальний інструмент: 3D моделі можуть бути використані як навчальний матеріал для медичних студентів та молодих лікарів, дозволяючи їм краще зрозуміти анатомію серця та типові патологічні зміни.

5. Інтеграція з іншими медичними системами: Програмне забезпечення легко інтегрується з іншими медичними інформаційними системами, що дозволяє зберігати, аналізувати та передавати дані в одній цифровій екосистемі. Це підвищує ефективність роботи медичних закладів та забезпечує кращу координацію між відділеннями.

Ці споживчі властивості товару підкреслюють його значення та привабливість для медичних закладів, що прагнуть використовувати інноваційні технології для покращення якості медичного обслуговування.

5.4.11 Дослідження ринку

На ринку медичного програмного забезпечення вже є достатня кількість систем для тривимірної візуалізації анатомічних структур серця, але їх всіх поєднує необхідність в певній великій кількості необхідних сканів для створення прийнятної тривимірної моделі. Наш же продукт може зайняти нішу швидкого, невибагливого та відносно точного інструменту візуалізації.

5.4.12 Елементи фінансового плану

Елементи фінансового плану:

1. Опис бізнес-проекту. Організація розробки та реалізації інноваційного програмного рішення для тривимірної реконструкції серця на основі двовимірних ультразвукових зображень у форматі стартапу. Проект включає розробку програмного забезпечення, яке може інтегруватися в медичні установи для підвищення точності діагностичних даних та оптимізації лікувальних процесів.

2. Опис товару/послуги/технології. Програмне забезпечення для тривимірної реконструкції серця, яке дозволяє трансформувати стандартні двовимірні ультразвукові зображення в деталізовані тривимірні моделі. Це рішення включає в себе використання передових алгоритмів машинного навчання, зокрема нейронних мереж, для аналізу та обробки зображень.

3. Маркетинг та продаж. Аналіз ринку показує, що існує значний потенціал для впровадження тривимірної візуалізації в медичній практиці, особливо в кардіології, де точність діагностики є критично важливою. Багато медичних установ все ще використовують обмежені двовимірні зображення, що не дає повної картини стану серця. Впровадження нашої системи може значно покращити діагностику та лікування, забезпечуючи лікарям детальніші та інформативніші зображення. А також є ніше для методів візуалізації лише за одним сканом.

Сам фінансовий плану буде складатись з витрат на 9 місяців.

Витрати в перші 6 місяців розробки:

- Ліцензійне програмне забезпечення: 6000 грн/місяць
- Зарплата співробітників на початковому етапу розробки: 150000 грн/місяць
- Витрати на побудову інфраструктуру розробки: 2000 грн/місяць
- Комунальні платежі та оренда офісу: 15000 грн/місяць
- Податки на співробітника за спрощеною системою: 7500 грн/місяць

Витрати на наступні 3 місяці:

- Зарплата співробітників з урахуванням підтримки та маркетингу: 230000 грн/місяць
- Ліцензійне програмне забезпечення: 9000 грн/місяць
- Операційні витрати на сертифікацію: 60000 грн/місяць
- Витрати на зовнішніх експертів: 60000 грн/місяць
- Резерв: 216000 грн

Всього 2376000 грн.

Фінансовий план доходів:

Очікувана кількість реалізацій продукту на місяць: 25

Ціна за одиницю продукту: 7200 грн

Дохід за перший рік продажів: 2160000 грн

5.4.13 Резюме

У сучасному медичному світі точність діагностичних процедур і оперативне лікування визначають якість обслуговування пацієнтів та ефективність медичних закладів. Наш стартап пропонує передове рішення — програмне забезпечення для тривимірної реконструкції серця на основі двовимірних ультразвукових зображень, яке відкриває нові можливості для покращення діагностики серцевих захворювань. Це рішення дозволяє лікарям отримувати деталізовані 3D моделі

серця, що значно підвищує точність оцінки стану серця і допомагає в плануванні лікування.

Глибокий аналіз ринку та потреби медичних фахівців підтвердили, що існує високий попит на інноваційні технологічні рішення у сфері ультразвукової діагностики. Виходячи на ринок з цією унікальною пропозицією, наш продукт не тільки значно підвищить якість медичного обслуговування, але й дозволить лікарням знижувати витрати за рахунок більш точного і швидкого діагностування.

Вкладення в наш стартап не тільки є інвестицією в бізнес, але й вкладенням у покращення здоров'я та благополуччя суспільства, що робить цей проект не лише важливим, але й вкрай актуальним для сучасної медицини.

Висновок до розділу 5

В п'ятому розділі було проведено розрахунок стартап-проекту. В ці розрахунки входили огляд наявних ресурсів для реалізації проекту, партнерів, досліджено потенційних клієнтів, та проаналізовано елементи фінансового плану витрат та зроблено розрахунок можливих доходів на перший рік.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

В рамках даної роботи було проведено комплексне дослідження та розробку програми для реконструкції тривимірної моделі серця на основі аналізу двовимірних ультразвукових зображень. Робота охопила весь процес від теоретичного аналізу до практичної реалізації, демонструючи значний потенціал для впровадження в клінічну практику.

Проведений аналіз існуючих методів та програмних рішень для тривимірної візуалізації в ультразвуковій діагностиці виявив, що більшість існуючих рішень потребують множини зрізів для побудови тривимірної моделі. Це підкреслило актуальність розробки методу реконструкції на основі обмеженої кількості вхідних даних, що і стало одним з ключових напрямків даної роботи.

Важливим етапом стало дослідження та впровадження методів глибокого навчання для сегментації ультразвукових зображень. Було детально вивчено та реалізовано архітектуру U-Net, яка продемонструвала високу ефективність у виділенні анатомічних структур серця. Особлива увага була приділена розробці оптимальної функції втрат, що поєднала мультикласовий Dice коефіцієнт та категоріальну фокальну крос-ентропію, що дозволило досягти високої точності сегментації.

Інноваційним аспектом роботи стала розробка методу адаптації сучасних ультразвукових зображень для їх обробки моделлю, навченою на історичних даних. Цей підхід включав комплекс методів "штучного старіння" зображень, що значно розширило практичну застосовність розробленого рішення та підвищило його надійність при роботі з різними типами ультразвукового обладнання.

Розроблена система була успішно протестована на датасеті CAMUS, що містив широкий спектр ультразвукових зображень різної якості. Досягнутий показник мультикласового Dice коефіцієнту 0.89 підтверджує високу ефективність розробленого рішення та його потенціал для практичного застосування.

Практична значимість роботи полягає у створенні інструменту, який може значно покращити процес діагностики серцево-судинних захворювань. Розроблена система особливо цінна в ситуаціях, коли отримання множини зрізів серця ускладнене або неможливе, що робить її важливим доповненням до існуючих методів діагностики.

В ході виконання роботи були отримані наступні результати:

- Розроблено метод адаптації сучасних ультразвукових зображень для їх коректної обробки системами, навченими на даних старого зразка
- Запропоновано комбіновану функцію втрат для покращення точності сегментації ультразвукових зображень
- Реалізовано підхід до тривимірної реконструкції, що працює з обмеженою кількістю вхідних даних
- Впроваджено комплексний метод передобробки зображень для підвищення якості їх подальшої сегментації

На основі отриманих результатів можна визначити декілька напрямків для подальшого розвитку:

- Розширення можливостей системи для роботи з іншими структурами серця
- Вдосконалення алгоритмів тривимірної реконструкції
- Інтеграція з існуючими медичними системами
- Проведення додаткового тестування системи в клінічних умовах
- Оптимізація швидкодії алгоритмів
- Додавання інструментів для вимірювання та аналізу

Розроблена система може бути корисною в клінічній практиці та стати основою для подальших досліджень у сфері медичної візуалізації. Запропоноване рішення допомагає вирішити задачу тривимірної реконструкції серця

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Gee, Andrew, Richard Prager, Graham Treece, and Laurence Berman. 2003. "Engineering a Freehand 3D Ultrasound System." *Pattern Recognition Letters*. Elsevier BV. doi:10.1016/s0167-8655(02)00180-0.
2. Федорін, Ілля, and Назарій Кройс. 2023. "ТЕОРЕТИЧНІ АСПЕКТИ ТА МЕТОДОЛОГІЯ ТРИВИМІРНОЇ КОМП'ЮТЕРНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ." *Наука і Техніка Сьогодні. Ukrainian Assembly of Doctors of Science in Public Administration*. doi:10.52058/2786-6025-2023-12(26)-820-833.
3. Karadayi, Kerem, Ravi Managuli, and Yongmin Kim. 2009. "Three-Dimensional Ultrasound: From Acquisition to Visualization and From Algorithms to Systems." *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). doi:10.1109/rbme.2009.2034132.
4. Toelle, Brian E. n.d. "Use of 3D Seismic Azimuthal Iso-Frequency Volumes for the Detection and Characterization of High Porosity/Permeability Zones in Carbonate Reservoirs." *West Virginia University Libraries*. doi:10.33915/etd.222.
5. Федорін, Ілля, and Назарій Кройс. 2023. "ПРОГРАМНИЙ ДОДАТОК ДЛЯ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ТА ОБРОБКИ ТРЬОХВИМІРНИХ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ." *Наука і Техніка Сьогодні. Ukrainian Assembly of Doctors of Science in Public Administration*. doi:10.52058/2786-6025-2023-12(26)-806-819.
6. Sassaroli, Elisabetta, Calum Crake, Andrea Scorza, Don-Soo Kim, and Mi-Ae Park. 2019. "Image Quality Evaluation of Ultrasound Imaging Systems: Advanced B-modes." *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. Wiley. doi:10.1002/acm2.12544.
7. Arangalage, Dimitri, Stéphane Ederhy, Laurie Dufour, Jérémie Joffre, Clélie Van der Vynckt, Sylvie Lang, Christophe Tzourio, and Ariel Cohen. 2015. "Relationship between Cognitive Impairment and Echocardiographic Parameters: A Review." *Journal of the American Society of Echocardiography*. Elsevier BV. doi:10.1016/j.echo.2014.11.009.

8. “3D Echocardiography.” 2019. Thinking 3D. May 10, 2019. <https://www.thinking3d.ac.uk/Echocardiography/>.
9. Spitzer, Ernest, Ben Ren, Felix Zijlstra, Nicolas M Van Mieghem, Marcel L Geleijnse, et al. 2017. “The Role of Automated 3D Echocardiography for Left Ventricular Ejection Fraction Assessment.” *Cardiac Failure Review*. Radcliffe Group Ltd. doi:10.15420/cfr.2017:14.1.
10. “4D Auto LAQ, Applications | GE HealthCare Service Shop USA.” n.d. Services.gehealthcare.com. Accessed June 6, 2024. <https://services.gehealthcare.com/gehcstorefront/p/SW1185LAQ>.
11. “Bringing 3D Ultrasound into Practice for Cardiac Quantification.” n.d. Accessed June 6, 2024. <https://www.documents.philips.com/doclib/enc/17271434/Dynamic-heartmodel-White-Paper.pdf>.
12. “ACUSON Origin Cardiovascular Ultrasound System.” n.d. Wwww.siemens-healthineers.com. Accessed June 6, 2024. <https://www.siemens-healthineers.com/en-ie/ultrasound/cardiovascular/acuson-origin>.
13. Stojanovski, David, Uxio Hermida, Marica Muffoletto, Pablo Lamata, Arian Beqiri, and Alberto Gomez. 2022. “Efficient Pix2Vox++ for 3D Cardiac Reconstruction from 2D Echo Views.” arXiv. doi:10.48550/ARXIV.2207.13424.
14. Yeromina, N., Yu. Koltun, A. Bospalyi, and Yu. Shmatko. 2024. “АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ СЕГМЕНТАЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ В ІНТЕРЕСАХ НАВІГАЦІЇ МОБІЛЬНИХ РОБОТІВ.” *Системи Управління, Навігації Та Зв’язку. Збірник Наукових Праць*. Yuri Kondratyuk Poltava Polytechnic. doi:10.26906/sunz.2024.2.082.
15. Cheng, Zhuang, and Jianfeng Wang. 2020. “Improved Region Growing Method for Image Segmentation of Three-Phase Materials.” *Powder Technology*. Elsevier BV. doi:10.1016/j.powtec.2020.04.032.
16. Zhang, Xinyu, Hongbo Gao, Chong Xue, Jianhui Zhao, and Yuchao Liu. 2018. “Real-Time Vehicle Detection and Tracking Using Improved Histogram of Gradient Features and Kalman Filters.” *International Journal of Advanced Robotic Systems*. SAGE Publications. doi:10.1177/1729881417749949.

17. Kass, Michael, Andrew Witkin, and Demetri Terzopoulos. 1988. "Snakes: Active Contour Models." *International Journal of Computer Vision*. Springer Science and Business Media LLC. doi:10.1007/bf00133570.
18. Oliveira, João, and Hugo Proença. 2010. "Caries Detection in Panoramic Dental X-Ray Images." *Computational Methods in Applied Sciences*. Springer Netherlands. doi:10.1007/978-94-007-0011-6_10.
19. Chen, Gaoxiang, Qun Li, Fuqian Shi, Islem Rekik, and Zhifang Pan. 2020. "RFDCR: Automated Brain Lesion Segmentation Using Cascaded Random Forests with Dense Conditional Random Fields." *NeuroImage*. Elsevier BV. doi:10.1016/j.neuroimage.2020.116620.
20. Yang, Aimin, Yunjie Bai, Huixiang Liu, Kangkang Jin, Tao Xue, and Weining Ma. 2021. "Application of SVM and Its Improved Model in Image Segmentation." *Mobile Networks and Applications*. Springer Science and Business Media LLC. doi:10.1007/s11036-021-01817-2.
21. Long, Jonathan, Evan Shelhamer, and Trevor Darrell. 2014. "Fully Convolutional Networks for Semantic Segmentation." *arXiv*. doi:10.48550/ARXIV.1411.4038.
22. Yamanakkanavar, Nagaraj, Jae Young Choi, and Bumshik Lee. 2022. "SM-SegNet: A Lightweight Squeeze M-SegNet for Tissue Segmentation in Brain MRI Scans." *Sensors*. MDPI AG. doi:10.3390/s22145148.
23. Murugappan, M., Ali K. Bourisly, N. B. Prakash, M. G. Sumithra, and U. Rajendra Acharya. 2023. "Automated Semantic Lung Segmentation in Chest CT Images Using Deep Neural Network." *Neural Computing and Applications*. Springer Science and Business Media LLC. doi:10.1007/s00521-023-08407-1.
24. Ning, Huan, Zhenlong Li, Cuizhen Wang, and Lina Yang. 2020. "Choosing an Appropriate Training Set Size When Using Existing Data to Train Neural Networks for Land Cover Segmentation." *Annals of GIS*. Informa UK Limited. doi:10.1080/19475683.2020.1803402.
25. Zhang, Sanxing, Zhenhuan Ma, Gang Zhang, Tao Lei, Rui Zhang, and Yi Cui. 2020. "Semantic Image Segmentation with Deep Convolutional Neural Networks and Quick Shift." *Symmetry*. MDPI AG. doi:10.3390/sym12030427.

26. Ronneberger, Olaf, Philipp Fischer, and Thomas Brox. 2015. "U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation." arXiv. doi:10.48550/ARXIV.1505.04597.
27. EVALUATION OF SYSTOLIC FUNCTION OF LEFT VENTRICLE BY ECHOCARDIOGRAPHY. DR SANDEEP.R SR CARDIO. Basic Principle. Systole The period of the cardiac cycle from the closure of the mitral valve to the closure of the aortic valve. EJECTION FRACTION.
28. Kroon, Wilco, Tammo Delhaas, Theo Arts, and Peter Bovendeerd. n.d. "Constitutive Modeling of Cardiac Tissue Growth." *Functional Imaging and Modeling of the Heart*. Springer Berlin Heidelberg. doi:10.1007/978-3-540-72907-5_35.
29. Peirlinck, M., F. Sahli Costabal, J. Yao, J. M. Guccione, S. Tripathy, Y. Wang, D. Ozturk, et al. 2021. "Precision Medicine in Human Heart Modeling." *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. Springer Science and Business Media LLC. doi:10.1007/s10237-021-01421-z.
30. Heimann, Tobias, and Hans-Peter Meinzer. 2009. "Statistical Shape Models for 3D Medical Image Segmentation: A Review." *Medical Image Analysis*. Elsevier BV. doi:10.1016/j.media.2009.05.004.
31. S, Hemnath, and Geetha Ramalingam. 2023. "Comparing the Performance of Accuracy Using 3D CNN Model with the Fixed Spatial Transform With 3D CNN Model for the Detection of Pulmonary Nodules." Edited by V. Vijayan and T.S. Senthil Kumar. E3S Web of Conferences. EDP Sciences. doi:10.1051/e3sconf/202339909003.
32. Knackstedt, Christian, Georg Schummers, Jörg Schröder, Nikolaus Marx, Joost Lumens, Sandra Sanders-van Wijk, Bram Ramaekers, et al. 2023. "A Graphical Analysis of Aspects Contributing to the Spreading of Measurements of Left Ventricular Function." *The International Journal of Cardiovascular Imaging*. Springer Science and Business Media LLC. doi:10.1007/s10554-023-02796-z.
33. Brewerton, H., Richard Steeds, J. Chambers, R. Jones, Prathap Kanagala, Guy Lloyd, T. Matthew, et al. "A Guideline Protocol for the Assessment of Mitral Stenosis with a View to Balloon Commissurotomy, From the British Society of

- Echocardiography Education Committee'. ECHO - The Journal of the British Society of Echocardiography, 01 2011.
34. Kuramoto, Miho, Masako Okada, Yoh Arita, Kenji Tanaka, Akira Marumoto, Katsukiyo Kitabayashi, and Nobuyuki Ogasawara. 2023. "Coronary Flow Assessment in an Adult with Anomalous Left Coronary Arising from the Pulmonary Artery." CASE. Elsevier BV. doi:10.1016/j.case.2022.10.002.
 35. Menon, Dipika, Sanjeev Aggarwal, Gilda Kadiu, Kathleen M. Zelin, and Peter P. Karpawich. 2022. "Assessing Non-Invasive Studies to Evaluate Resynchronization Pacing Effectiveness in the Young." Pediatric Cardiology. Springer Science and Business Media LLC. doi:10.1007/s00246-022-02996-9.
 36. Hansen, Ross M, and Gregory D Chapman. 2021. "Right and Left-Sided Valve Disease: A Case of Subclinical Intrapulmonary Shunt in an Adult with Malignant Carcinoid." Biomedical and Translational Science. SciVision Publishers LLC. doi:10.33425/2768-4911.1005.
 37. Sun, Wei, and Lijun Li. 2021. "Design of Process Products Based on Image Processing Multimode Interaction." Edited by Bai Yuan Ding. Scientific Programming. Hindawi Limited. doi:10.1155/2021/9925764.
 38. KOLLIAS, V. 2004. "Right Atrial Appendage Myxoma Following Recent Coronary Artery Bypass Grafting." Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery. Oxford University Press (OUP). doi:10.1016/s1569-9293(03)00275-5.
 39. Panduranga, Prashanth, and Mohammed Mukhaini. 2011. "Catastrophic Cardiac Amyloidosis." Cardiology Research and Practice. Hindawi Limited. doi:10.4061/2011/479314.
 40. J., L., Yu. S., and O. G. 2009. "Enhancing Ultrasound Images Using Hybrid FIR Structures." Image Processing. InTech. doi:10.5772/7057.
 41. Rivet, Bertrand, Laurent Girin, and Christian Jutten. 2007. "Log-Rayleigh Distribution: A Simple and Efficient Statistical Representation of Log-Spectral Coefficients." IEEE Transactions on Audio, Speech and Language Processing. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). doi:10.1109/tasl.2006.885922.

42. Leclerc, Sarah, Erik Smistad, Joao Pedrosa, Andreas Ostvik, Frederic Cervenansky, Florian Espinosa, Torvald Espeland, et al. 2019. "Deep Learning for Segmentation Using an Open Large-Scale Dataset in 2D Echocardiography." *IEEE Transactions on Medical Imaging*. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). doi:10.1109/tmi.2019.2900516.
43. "GE VIVID E95 V203 Ultrasound System." 2024. Jaken Medical Inc. 2024. <https://jakenmedical.com/new-equipment/ge-vivid-e95-v203-ultrasound-system/>.
44. "GE M5Sc-D XDclear Active Matrix Single Crystal Phased Array Probe/Transducer." 2022. *Medical Equipment Doctor*. 2022. <https://www.medicalequipdoc.com/products/ge-m5sc-d-xdclear-active-matrix-single-crystal-phased-array-probe-transducer>.
45. Agatra, Denaya Ferrari Noval. 2024. "Evaluation Analysis of Insect Classification Model in Pest Detection through Grad-CAM Approach to Improve Interpretability." *Journal of Intelligent Computing & Health Informatics*. LPPM Universitas Muhammadiyah Semarang. doi:10.26714/jichi.v5i1.13959.
46. Sabiniok, Maciej, and Krzysztof J. Opieliński. 2022. "Different Types of Ultrasound Probes Usage for Multi-Angle Conventional 3D Ultrasound Compound Imaging: A Breast Phantom Study." *Applied Sciences*. MDPI AG. doi:10.3390/app12052689.
47. Zhang, Luyang, Haitao Wang, Lingfeng Wang, Chunhong Pan, Qiang Liu, and Xinyao Wang. 2021. "Constraint Loss for Rotated Object Detection in Remote Sensing Images." *Remote Sensing*. MDPI AG. doi:10.3390/rs13214291.
48. Vijaysinh Lendave. 2021. "Detecting Orientation of Objects in Image Using PCA and OpenCV." *AIM*. August 24, 2021. <https://analyticsindiamag.com/ai-mysteries/detecting-orientation-of-objects-in-image-using-pca-and-opencv/>.
49. Dasi, L. P., L. Ge, H. A. Simon, F. Sotiropoulos, and A. P. Yoganathan. 2007. "Vorticity Dynamics of a Bileaflet Mechanical Heart Valve in an Axisymmetric Aorta." *Physics of Fluids*. AIP Publishing. doi:10.1063/1.2743261.
50. Moulton, Michael J., and Timothy W. Secomb. 2023. "A Fast Computational Model for Circulatory Dynamics: Effects of Left Ventricle–Aorta Coupling." *Biomechanics*

- and Modeling in Mechanobiology. Springer Science and Business Media LLC. doi:10.1007/s10237-023-01690-w.
51. Vitrella, Giancarlo, Giorgio Faganello, Gaetano Morea, Lorenzo Pagnan, Manuel Belgrano, and Maria Assunta Cova. 2019. "Role of Cardiac Imaging: Cardiac Magnetic Resonance and Cardiac Computed Tomography." Dilated Cardiomyopathy. Springer International Publishing. doi:10.1007/978-3-030-13864-6_8.
 52. Hedayat, Mohammadali, Tatsat R. Patel, Marek Belohlavek, Kenneth R. Hoffmann, and Iman Borazjani. 2019. "A Hybrid Echocardiography-Computational Fluid Dynamics Framework for Ventricular Flow Simulations." arXiv. arXiv. doi:10.48550/ARXIV.1909.09307.
 53. "UW Cardiovascular Research & Training Ctr - Simpson's Rule." 2024. Washington.edu. 2024. <https://depts.washington.edu/cvrtc/simplvgm.html>.
 54. JIAMSRIKONG, P, T HONDA, C REUSS, R HURST, H CHALIKI, D GRILL, S SCHNECK, R TYLER, B KHANDHERIA, and S LESTER. 2007. "Three Methods for Evaluation of Left Atrial Volume." European Journal of Echocardiography. Oxford University Press (OUP). doi:10.1016/j.euje.2007.05.004.
 55. Duncan, Rae F., Ben K. Dundon, Adam J. Nelson, James Pemberton, Kerry Williams, Matthew I. Worthley, Azfar Zaman, Honey Thomas, and Stephen G. Worthley. 2011. "A Study of the 16-Segment Regional Wall Motion Scoring Index and Biplane Simpson's Rule for the Calculation of Left Ventricular Ejection Fraction: A Comparison with Cardiac Magnetic Resonance Imaging." Echocardiography. Wiley. doi:10.1111/j.1540-8175.2011.01394.x.
 56. Ronak Jain, Vishal Shrivastava, Akhil Pandey, and Aarti Sharma. 2024. "Modern Web Development Using CSS & HTML." International Journal of Emerging Science and Engineering. Blue Eyes Intelligence Engineering and Sciences Engineering and Sciences Publication - BEIESP. doi:10.35940/ijese.g2574.12060524.
 57. Sylwester Mielniczuk. 2023. "Advanced 3D Visualization with Flask & MiDaS Image Processing." Medium. September 27, 2023.

<https://medium.com/@sylwestermielniczuk/advanced-3d-visualization-with-flask-midas-image-processing-e61e351ed1a8>.