

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 _____

«До захисту допущено»

В.о.завідувача кафедри БМК

_____ Світлана АЛХІМОВА
(підпис) (ініціали, ПРІЗВИЩЕ)

“ _____ ” *грудня* 2025р.

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: **Аналіз розрахунку зведених перфузійних параметрів за даними перфузійної томографії**

Виконав: студент II курсу, групи ЗК-41мп

ЛОБУНЬКО ДМИТРО ОЛЕКСАНДРОВИЧ

(прізвище, ім'я, по батькові)



(підпис)

Науковий керівник: доцент каф. біомедичної кібернетики (БМК),
к.т.н., доцент, Алхімова Світлана Миколаївна

(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. біомедичної інженерії (БМІ),
доцент, к.п.н., Богданова Тетяна Леонідівна

(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 – 2025 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

« ____ » листопада ____ 2025 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту

ЛОБУНЬКУ ДМИТРУ ОЛЕКСАНДРОВИЧУ

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації **Аналіз розрахунку зведених перфузійних параметрів за даними перфузійної томографії**

науковий керівник дисертації

Алхімова Світлана Миколаївна, к.т.н., доц.

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

затверджені наказом по університету від «03» листопада 2025 р. №4751-с_

2. Термін подання студентом дисертації **20-22 листопада 2025 року**

3. Об'єкт дослідження *медичні перфузійні зображення, отримані за допомогою МРТ*

4. Вихідні дані *Клінічні дані перфузійної томографії TCGA-GBM-raw, карти перфузійних параметрів +GOLDSTANDARD, отримані методом деконволюції із використанням для пошуку невідомих значень блочно-циркулянтного сингулярного розкладу.*

5. Перелік завдань, які потрібно розробити, *включає огляд літератури та аналіз існуючих алгоритмів розрахунку перфузійних параметрів, реалізацію чисельних методів обчислення зведених параметрів із визначенням ключових моментів надходження контрасту та рециркуляції, застосування алгоритмів попередньої обробки сигналу, побудову перфузійних карт, проведення кореляційного аналізу з еталонними даними.*

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу *30 рисунків, 4 таблиці, презентація з захисту МД на 15 слайдах*

7. Орієнтовний перелік публікацій *1 стаття у фаховому журналі категорії Б*

8. Консультанти розділів дисертації *не передбачено*

9. Дата видачі завдання **28 серпня 2025р.**

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів МД	Примітка
1	Отримати завдання на МД	До 28.08.2025	<i>виконано</i>
2	Завершення виконання практичної частина МД	До 25.10.2025	<i>виконано</i>
3	Завершення оформлення розділів МД (Вступ, Основні розділи та висновки до них, Загальні висновки, Список використаних джерел)	До 24.11.2025	<i>виконано</i>
4	Апробація та публікація результатів дослідження МД (отримати підтвердження про прийняття до друку)	До 01.12.2025	<i>виконано</i>
5	Перевірка МД науковим керівником	24.11.2025	<i>виконано</i>
6	Подання в електронному вигляді МД на перевірку нормоконтролера	До 01.12.2025	
7	Подання в електронному вигляді МД на перевірку подібності Strike Plagiarism com. Отримати позитивний звіт подібності.	До 05.12.2025	
8	Підготовка Експертної оцінки до звіту подібності.	До 10.12.2025	
9	Отримати відгук наукового керівника	10.12.2025	
10	Надати на кафедру пакет документів в паперовому та електронному вигляді (МД, відгук керівника, звіт подібності, Експертної оцінки до звіту подібності)	10-11.12.2025	
11	Отримати допуск до захисту МД в ЕК та направлення до рецензента (засідання кафедри)	Засідання кафедри	
12	Подання МД рецензенту. Отримати на надання рецензію до ЕК / на кафедру	До 19.12.2025	
13	Подання супровідного пакету документів по МД до захисту в ЕК	До 19.12.2025	
14	Захист МД в ЕК	22 – 26.12.2025	

Студент



(підпис)

ДМИТРО ЛОБУНЬКО

(ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Науковий керівник



(підпис)

СВІТЛАНА АЛХІМОВА

(ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Нормоконтролер

(підпис)

Галина КОРНІЄНКО

(ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація за темою «Аналіз розрахунку зведених перфузійних параметрів за даними перфузійної томографії» виконана студентом кафедри біомедичної кібернетики ФСП Лобуньком Дмитром Олександровичем зі спеціальності 122 «Комп'ютерні науки» за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерні технології в біології та медицині» та складається зі: вступу; 6 розділів (Аналоги програмного забезпечення. огляд літературних джерел та нормативних документів; Засоби реалізації та математичні методи перфузійного аналізу; Обґрунтування вибору програмного середовища; Інформаційне забезпечення. Програмна реалізація та методика роботи програмного забезпечення; Стартап-проект за темою магістерського дослідження), висновків до кожного з цих розділів; загальних висновків; списку використаних джерел, який налічує 38 джерела та додатків. Загальний обсяг роботи 90 сторінок.

Актуальність теми. Актуальність теми магістерської дисертації пов'язана з необхідністю підвищення точності та надійності кількісного перфузійного аналізу медичних зображень для діагностики інсультів, пухлин та судинних патологій, для оцінки ефективності лікування. Існуючі методи обробки даних часто обмежені недостатньою точністю при високому рівні шуму та впливом параметрів фільтрації, що може призводити до помилкових клінічних висновків.

Мета і задачі дослідження.

Метою роботи є встановлення відповідності між картами зведених перфузійних параметрів, які розраховані різними алгоритмами, та картами перфузійних параметрів, які отримані методом деконволюції із використанням для пошуку невідомих значень блочно-циркулянтного сингулярного розкладу.

Сформульовано наступні задачі:

1. Аналіз вітчизняних та зарубіжних джерел.

2. Реалізувати чисельні методи обчислення зведених перфузійних параметрів на основі кривих інтенсивності та концентрації.
3. Застосувати фільтраційні алгоритми та алгоритми визначення ключових моментів: надходження контрасту та рециркуляції.
4. Побудувати перфузійні карти та реалізувати налаштування параметрів обробки й візуалізації.
5. Провести кореляційний аналіз отриманих карт перфузійних параметрів щодо їх відповідності картам, отриманими методом деконволюції з використанням блочно-циркулянтного сингулярного розкладу.

Об'єкт дослідження. Медичні перфузійні зображення, отримані за допомогою МРТ.

Предмет дослідження. Методи обчислення та оцінки зведених перфузійних параметрів на основі час-інтенсивнісних та час-концентраційних кривих.

Методи дослідження. Час-сигнальний аналіз, чисельна інтеграція, фільтрація сигналів, визначення моментів надходження контрасту та рециркуляції, комбінований метод обчислення площ під кривою.

Публікації. За результатами виконаної роботи були опублікована 1 наукова стаття в фаховому журналі категорії Б:

Лобунько Д.О., Алхімова С.М. Аналіз впливу попередньої обробки даних на якість оцінювання об'єму крові за зведеними перфузійними параметрами. *Біомедична інженерія і технологія*. Київ, 2025. № 22/2025. С. 36–46 (категорія Б).

Ключові слова. Перфузійний аналіз, медичні зображення, час-інтенсивнісні криві, час-концентраційні криві, чисельна інтеграція, фільтрація сигналів, зведені перфузійні параметри, деконволюція, маска ROI.

Бібліографічний опис МД

Лобунько Д.О. Аналіз розрахунку зведених перфузійних параметрів за даними перфузійної томографії : магістерська дис. : 122 Комп'ютерні науки / Лобунько Дмитро Олександрович. – Київ, 2025. – 107 с

ABSTRACT

The master's thesis on the topic "Analysis of summary perfusion parameter calculation based on perfusion tomography data" was performed by Dmytro Lobunko, a student of the Department of Biomedical Cybernetics, specialty 122 "Computer Science", under the educational-professional program "Computer Technologies in Biology and Medicine". The work consists of an introduction; six chapters (Software analogs, review of literature and regulatory documents; Tools and mathematical methods for perfusion analysis; Justification of software environment selection; Information support, software implementation and methodology of software operation; Startup project on the topic of the master's research), conclusions for each chapter; general conclusions; list of references (38 sources) and appendices. The total volume of the work is 107 pages.

Relevance of the topic. The relevance of the master's thesis is associated with the need to improve the accuracy and reliability of quantitative perfusion analysis of medical images for the diagnosis of strokes, tumors, and vascular pathologies, as well as for the evaluation of treatment effectiveness. Existing data processing methods are often limited by insufficient accuracy under high noise levels and the influence of filtering parameters, which can lead to incorrect clinical conclusions.

Aim and objectives of the study.

The aim of the work is to establish the correspondence between summarized perfusion parameter maps calculated using different algorithms and perfusion parameter maps obtained by the deconvolution method using block-circulant singular value decomposition to determine unknown values. The following tasks were formulated:

1. Analysis of domestic and foreign sources.
2. Implementation of numerical methods for calculating summarized perfusion parameters based on intensity-time and concentration-time curves.

3. Application of filtering algorithms and algorithms for determining key moments: contrast inflow and recirculation.
4. Construction of perfusion maps and implementation of processing and visualization parameter settings.
5. Conducting correlation analysis of the obtained perfusion parameter maps in relation to the maps obtained by deconvolution using block-circulant singular value decomposition.

Object of research. Medical perfusion images obtained using MRI.

Subject of research. Methods of calculating and evaluating summarized perfusion parameters based on intensity-time and concentration-time curves.

Research methods. Time-signal analysis, numerical integration, signal filtering, determination of contrast inflow and recirculation moments, combined method of calculating the area under the curve.

Publications. Based on the results of the study, 1 scientific article was published in a professional journal of category B:

Lobunko, D., Alkhimova, S. Analysis of the impact of data preprocessing on the quality of blood volume estimation using summary perfusion parameters. *Biomedical Engineering and Technology*. Kyiv, 2025. № 22/2025. C. 36–46 (category B)

Keywords. Perfusion analysis, medical imaging, intensity-time curves, concentration-time curves, numerical integration, signal filtering, summarized perfusion parameters, deconvolution, ROI mask.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ	12
ВСТУП	13
РОЗДІЛ 1 АНАЛОГИ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ ТА НОРМАТИВНИХ ДОКУМЕНТІВ	16
1.1. ПЕРФУЗІЙНЕ МАГНІТНО-РЕЗОНАНСНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	16
1.2. ПРОБЛЕМИ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ ДАНИХ ПЕРФУЗІЙНИХ МРТ	18
1.3. ЗОНИ ІНТЕРЕСУ	20
1.4. АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ ПРОГРМАНІХ СИСТЕМ.....	22
1.4.1 Siemens Syngo.via MR Neuro.....	22
1.4.2 Olea Sphere	23
1.4.3 Philips IntelliSpace Portal.....	23
1.4.4 Порівнянн програмних систем	24
1.5. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....	24
1.6. ОГЛЯД НОРМАТИВНИХ ДОКУМЕНТІВ.....	26
1.6.1 Міжнародні стандарти щодо обробки МРТ-зображень.....	26
1.6.2 Стандарти зберігання та обміну медичних зображень	27
1.6.3 Стандарти та нормативні документи України	28
ВИСНОВОК З РОЗДІЛУ 1.....	29
РОЗДІЛ 2 ЗАСОБИ РЕАЛІЗАЦІЇ ТА МАТЕМАТИЧНІ МЕТОДИ ПЕРФУЗІЙНОГО АНАЛІЗУ	30
2.1. ЗВЕДЕНІ ПЕРФУЗІЙНІ ПАРАМЕТРИ.....	30
2.2. ФОРМУВАННЯ ЧАСОВИХ СИГНАЛІВ.....	32
2.2. ПЛОЩА ПІД КРИВОЮ	35
2.2.1 Метод прямокутників	35

2.2.2 Метод трапецій.....	35
2.2.3 Метод Сімпсона	36
2.3.4 Порівняння методів чисельного інтегрування.....	36
2.3. ФІЛЬТРАЦІЙНІ МЕТОДИ.....	37
2.3.1 Гаусів фільтр.....	37
2.3.2 Медіанний фільтр	38
2.3.3 Метод рухомого середнього	38
2.3.4 Порівняння фільтраційних методів.....	39
2.4. ВИЗНАЧЕННЯ ЧАСУ НАДХОДЖЕННЯ ТА РЕЦИРКУЛЯЦІЇ КОНТРАСТУ...	40
2.5. УСУНЕННЯ ВИТОКУ КОНТРАСТУ	41
2.6. DICOM.....	42
Висновок з розділу 2.....	43

РОЗДІЛ 3 ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ ПРОГРАМНОГО СЕРЕДОВИЩА	45
---	----

3.1. ВИБІР ТЕХНОЛОГІЙ	45
3.1.1 Мова програмування C# та .NET	45
3.1.2 WPF.....	46
3.1.3 fo-dicom	46
3.1.4 OpenTK.....	47
3.1.5 Math.NET	47
3.1.6 OxyPlot	47
3.2. ОСНОВНІ ЕТАПИ ПЕРФУЗІЙНОГО АНАЛІЗУ	48
3.3. ЗАХИСТ ПЕРСОНАЛЬНИХ МЕДИЧНИХ ДАНИХ.....	49
3.3.1 Анонімізація DICOM-файлів	49
3.3.2 Обробка даних.....	50
3.4. ЗАХИСТ ПРОГРАМНОГО КОДУ	51

РОЗДІЛ 4 ІНФОРМАЦІЙНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ. ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА МЕТОДИКА РОБОТИ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ	53
--	----

	10
4.1. АРХІТЕКТУРА ПРОГРАМНОЇ СИСТЕМИ	53
4.2. ІНСТАЛЯЦІЯ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ	58
4.3. СЦЕНАРІЇ ПРОГРАМНОЇ СИСТЕМИ	58
4.3.1 Завантаження та перегляд DICOM-файлів.....	58
4.3.2 Запуск перфузійного аналізу	61
4.3.3 Завантаження маски зони інтересу	64
4.3.4 Завантаження зовнішньої (еталонної) карти.....	65
4.3.5 Візуалізація карт	66
4.3.6 Встановлення параметрів обробки.....	68
4.3.7 Експорт карти.....	72
РОЗДІЛ 5 АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ	75
5.1. АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ	75
РОЗДІЛ 6 СТАРТАП-ПРОЄКТ ЗА ТЕМОЮ МАГІСТЕРСЬКОГО ДОСЛІДЖЕННЯ	80
6.1. ПІБ (КОМАНДА).....	80
6.2. НАЗВА ПРОЄКТУ	80
6.3. КОРОТКИЙ ОПИС ПРОЄКТУ	80
6.4. БІЗНЕС-МОДЕЛЬ	83
6.4.1 Цінність продукту	83
6.4.2 Сегмент споживачів.....	84
6.4.3 Цінність продукту	87
6.4.4 Взаємодія зі споживачами.....	88
6.4.5 Дохід (монетизація)	88
6.4.6 Ключові види діяльності	90
6.4.7 Ключові ресурси	91
6.4.8 Ключові партнери	91
6.4.9 Витрати	92
6.4.10 Споживчі властивості товару	93
6.4.11 Дослідження ринку	94

	11
6.4.12 Конкуренти	95
6.4.13 Елементи фінансового плану	95
6.4.14 Резюме	98
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	101
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	103

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

ROI – Region of Interest (область інтересу, визначена на зображенні).

MPT – Магнітно-резонансна томографія, це метод візуалізації внутрішніх структур тіла за допомогою магнітного поля та радіохвиль.

ПЗ – Програмне забезпечення, це набір програм, процедур, правил та документації, що призначене для виконання конкретних завдань користувача.

DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine (стандарт для обміну медичними зображеннями).

БД – База даних, це структурована колекція даних, яка зберігається та управляється комп'ютерною системою.

TTA – Time To Arrival (час надходження контрастної речовини).

PE – Peak Enhancement (максимальне підсилення сигналу контрастом).

TTP – Time To Peak (час досягнення максимального підсилення).

rTTP – Relative Time To Peak (відносний час до піка).

MTT – Mean Transit Time (середній час проходження контрасту).

AUC – Area Under Curve (площа під кривою час-концентрації).

CBV – Cerebral Blood Volume (об'єм крові в одиниці тканини).

CBF – Cerebral Blood Flow (швидкість кровотоку).

FWHM – Full Width at Half Maximum (повна ширина на половині максимуму).

WiR – Wash-in Rate (швидкість надходження контрасту).

WoR – Wash-out Rate (швидкість виведення контрасту).

MVVM – Model-View-ViewModel (архітектурний шаблон проєктування програмного забезпечення, що використовується для розділення логіки представлення від бізнес-логіки в застосунках).

ВСТУП

Актуальність теми магістерської дисертації пов'язана з необхідністю підвищення точності та надійності кількісного перфузійного аналізу медичних зображень. Перфузійний аналіз є ключовим інструментом для діагностики інсультів, пухлин та судинних патологій, а також для оцінки ефективності лікування. Існуючі методи обробки даних часто обмежені недостатньою точністю при високому рівні шуму та впливом параметрів фільтрації, що може призводити до помилкових клінічних висновків.

Мета і завдання роботи

Метою роботи є встановлення відповідності між картами зведених перфузійних параметрів, які розраховані різними алгоритмами, та картами перфузійних параметрів, які отримані методом деконволюції із використанням для пошуку невідомих значень блочно-циркулянтного сингулярного розкладу.

Її досягнення передбачає вирішення наступних *завдань*:

1. Аналіз вітчизняних та зарубіжних джерел.
2. Реалізувати чисельні методи обчислення зведених перфузійних параметрів на основі кривих інтенсивності та концентрації.
3. Застосувати фільтраційні алгоритми та алгоритми визначення ключових моментів: надходження контрасту та рециркуляції.
4. Побудувати перфузійні карти та реалізувати налаштування параметрів обробки й візуалізації.
5. Провести кореляційний аналіз отриманих карт перфузійних параметрів щодо їх відповідності картам, отриманими методом деконволюції з використанням блочно-циркулянтного сингулярного розкладу.

Використані методи. У роботі застосовувалися комплексні підходи до обробки перфузійних даних. Для математичної обробки використовували

чисельні методи інтегрування, обчислення площі під кривою (AUC), корекції витоку контрасту та визначення меж першого проходження. Для реалізації програмного забезпечення застосовано мову C# із платформою .NET, графічний інтерфейс створено за допомогою WPF, а для роботи з DICOM-зображеннями використано бібліотеку fo-dicom. Для обробки та фільтрації сигналів застосовували Math.NET, для побудови наукових графіків – OxyPlot, а для апаратно-прискореної візуалізації карт – OpenTK. Крім того, для оцінки відповідності отриманих карт перфузійних параметрів застосовано статистичний кореляційний аналіз Пірсона з еталонними картами, отриманими методом деконволюції з використанням блочно-циркулянтного сингулярного розкладу.

Отримані результати. У результаті виконаної роботи розроблено програмний комплекс для локальної обробки DICOM-зображень та побудови перфузійних карт, що дозволяє користувачу змінювати параметри фільтрації та тип обробки сигналів. Проведено чисельні експерименти з різними параметрами фільтрації та типами кривих (час-інтенсивність та час-концентрація), встановлено вплив цих параметрів на точність відтворення перфузійних параметрів. З'ясовано, що використання кривої концентрації забезпечує вищу кореляцію з еталонними картами порівняно з кривою інтенсивності, а застосування помірної фільтрації або її відсутність дозволяє досягти оптимального балансу між згладжуванням шуму та збереженням локальної інформації. Результати кореляційного аналізу підтвердили надійність і стабільність запропонованого алгоритму, що робить його придатним для клінічного та наукового використання.

Публікації. За результатами виконаної роботи були опубліковано 1 статтю в фаховому журналі України категорії Б:

Лобунько Д.О., Алхімова С.М. Аналіз впливу попередньої обробки даних на якість оцінювання об'єму крові за зведеними перфузійними параметрами. *Біомедична інженерія і технологія*. Київ, 2025. № 22/2025. С. 36–46.

Структура роботи

Магістерська дисертація за темою «Аналіз розрахунку зведених перфузійних параметрів за даними перфузійної томографії» виконана студентом *Лобуньком Дмитром Олександровичем* зі спеціальності 122 «Комп'ютерні науки» за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерні технології в біології та медицині», побудована за класичним типом та викладена на 107 сторінках машинописного тексту. Вона складається з: вступу; 6 розділів (*Аналоги програмного забезпечення. огляд літературних джерел та нормативних документів; Засоби реалізації та математичні методи перфузійного аналізу; Обґрунтування вибору програмного середовища; Інформаційне забезпечення. Програмна реалізація та методика роботи програмного забезпечення; Стартап-проект за темою магістерського дослідження*), висновків до кожного з цих розділів; загальних висновків; списку використаних джерел, який налічує 38 джерел та додатків (6 – на кирилиці, 32 – на латиниці). В роботі представлено 30 рисунків і 4 таблиці.

РОЗДІЛ 1

АНАЛОГИ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ.

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ ТА НОРМАТИВНИХ

ДОКУМЕНТІВ

У даному розділі розглядаються наявні програмні засоби та методи для аналізу перфузійних МРТ-досліджень головного мозку. Розкрито основні принципи перфузійної магнітно-резонансної томографії, проблеми обробки та інтерпретації даних, а також роль зон інтересу у кількісному аналізі. Проведено огляд існуючих програмних систем для перфузійного аналізу, таких як Siemens Syngo.via MR Neuro, Olea Sphere та Philips IntelliSpace Portal, з оцінкою їх переваг і недоліків. Окрему увагу приділено літературним джерелам та нормативним документам, що регламентують проведення МРТ-досліджень, обробку даних та забезпечення безпеки медичних зображень, включно з міжнародними стандартами DICOM, HL7/FHIR та нормативним документами МОЗ України. Даний розділ створює основу для подальшого аналізу та розробки власного програмного забезпечення для автоматизованого перфузійного аналізу.

1.1. Перфузійне магнітно-резонансне дослідження

Магнітно-резонансна томографія (МРТ, англ. Magnetic Resonance Imaging, MRI) є сучасним методом неінвазивної медичної візуалізації, який дозволяє отримувати висококонтрастні та деталізовані зображення внутрішніх органів і тканин організму людини. Основою цього методу є явище ядерного магнітного резонансу, при якому ядра атомів водню у тканинах організму змінюють орієнтацію свого магнітного моменту під впливом потужного магнітного поля та радіочастотних імпульсів. Внаслідок цього при релаксації ядер відбувається випромінювання енергії, яке

реєструється спеціальними датчиками томографа та перетворюється на цифрові зображення з високою просторовою роздільною здатністю.

На відміну від рентгенографії та комп'ютерної томографії, МРТ не пов'язана з іонізуючим випромінюванням, що робить її безпечним методом для багаторазових обстежень. Використання контрастних речовин, таких як гадолінієві комплекси, дозволяє додатково підвищити чіткість зображень і досліджувати динаміку кровотоку у тканинах, що є основою перфузійного МРТ.

Перфузійне МРТ – це функціональний метод [1], який дозволяє кількісно оцінити кровопостачання тканин, виявляючи ділянки з порушеним кровообігом, ішемією або патологічною васкуляризацією. Методика базується на реєстрації динамічних змін сигналу у тканинах після введення контрастної речовини [1]. В результаті формується час-сигнал крива для кожного пікселя або обраного регіону інтересу (ROI), яка відображає швидкість надходження та вимивання контрасту через мікросудини тканини.

Перфузія у медицині означає проходження крові або біологічно активних речовин через судинну систему органів і тканин організму [1]. Перфузійне МРТ дозволяє оцінити такі аспекти мікроциркуляції, як:

- обсяг крові у тканині;
- швидкість проходження крові;
- час надходження та відтоку контрастної речовини;
- ефективність капілярного кровообігу.

Застосування перфузійного МРТ у клінічній практиці є надзвичайно широким. Метод дозволяє:

- Виявляти ішемічні ділянки мозку при інсультах;
- Оцінювати кровопостачання пухлин та прогнозувати відповідь на терапію;

- Виявляти ураження, пов'язані з травмами, запальними або дегенеративними процесами;
- Проводити диференціальну діагностику між різними типами патологічних змін тканин.

Існує кілька підходів до класифікації перфузії:

1. Повна перфузія – тимчасова заміна функцій серця та легень за допомогою штучного кровообігу, що дозволяє доставляти до тканин кисень, поживні та лікарські речовини;
2. Часткова перфузія – допоміжне кровопостачання для підтримки оксигенації та часткового заміщення функцій серця;
3. Регіонарна перфузія – локальна доставка лікарських засобів або контрастних агентів до конкретних органів чи тканин, ізольовано від системного кровотоку;
4. Перфузійні методи терапевтичного впливу – включають гемодіаліз, гемосорбцію та інші технології, спрямовані на підтримку метаболізму та детоксикацію організму.

Для забезпечення високої точності та відтворюваності результатів перфузійного МРТ важливе дотримання параметрів сканування, використання сучасних магнітних томографів та оптимізація алгоритмів обробки сигналу. Це дозволяє отримувати не лише якісні зображення, але й кількісні показники кровотоку, що мають клінічне значення для діагностики та планування лікування пацієнтів із патологіями головного мозку.

1.2. Проблеми обробки та аналізу даних перфузійних МРТ

Обробка даних перфузійних МРТ-досліджень є складним і багатоступеневим процесом, який включає попередню обробку сигналу,

кількісні розрахунки та візуалізацію отриманих параметрів. Незважаючи на сучасні програмно-апаратні комплекси, які дозволяють швидко обробляти великі обсяги зображень з високою просторово-часовою роздільною здатністю, існує низка проблем, пов'язаних з нестандартизованістю алгоритмів і різноманіттям методів візуалізації.

Одним із ключових завдань у перфузійному аналізі є деконволюція кривих час-концентрації контрастної речовини, що дозволяє розраховувати основні показники кровотоку та мікроциркуляції, такі як об'єм крові в тканині (CBV), швидкість кровотоку (CBF) та середній час проходження контрасту (MTT). Ефективність методу деконволюції залежить від форми і тривалості артеріальної функції, рівня шуму в даних та точності виділення зони артерії, яка використовується як еталон для визначення артеріальної вхідної функції.

Попередня обробка перфузійних даних включає кілька ключових етапів:

- Згладжування сигналу для зменшення випадкового шуму;
- Розбиття зображення на фрагменти для врахування локальних відмінностей тканин та покращення точності деконволюції;
- Аподизацію та корекцію меж серії для мінімізації впливу обмеженого кадрового вікна сканування.

Сучасні алгоритми деконволюції застосовують різні варіанти сингулярного розкладу (SVD) – зрізаний, блочно-циркулянтний, з регуляризациєю Тихонова та інші – що дозволяє стабільно обчислювати зведені перфузійні параметри навіть при наявності шуму та часткових артефактів. SVD також використовується для вирішення систем лінійних рівнянь, апроксимації даних методом найменших квадратів та оптимізації масивів сигналів у великих обчислювальних системах.

Важливою проблемою залишається варіативність схем візуалізації перфузійних карт. Різні програмні пакети використовують власні алгоритми кольорового відображення даних, що ускладнює інтерпретацію результатів і може призводити до невірної визначення зон патології. Переходи від сірого градієнту до кольорового відображення іноді спотворюють локальні відмінності сигналу, що знижує точність клінічної оцінки.

Ще однією складністю є неповне охоплення даних дослідженням, оскільки значуща інформація часто займає лише частину томографічного зображення. Наявність шуму, рухів пацієнта чи артефактів може призвести до помилкових розрахунків, що потребує додаткової корекції та контролю.

Особливо критичною є автоматична ідентифікація великих артерій, необхідна для визначення артеріальної входної функції. Помилки в цьому процесі безпосередньо впливають на точність розрахунку CBV, CBF і MTT. Недосконалі алгоритми виділення артерій можуть давати хибні результати, що вимагає ручного втручання та додаткового часу від медичного персоналу.

Отже, незважаючи на високий потенціал сучасних методів перфузійного МРТ, обробка та інтерпретація даних залишаються ресурсомісткими завданнями, які потребують подальшого удосконалення стандартів обробки, алгоритмів деконволюції та уніфікації схем візуалізації. Це дозволить підвищити точність та відтворюваність отриманих результатів і забезпечить надійну підтримку для клінічної діагностики та планування лікування.

1.3. Зони інтересу

Region of Interest (ROI), або зона інтересу, у перфузійному магнітно-резонансному дослідженні мозку є виділеною ділянкою зображення, на якій проводиться кількісний аналіз перфузійних параметрів. ROI дозволяє локалізовано оцінити стан кровопостачання тканин, визначити об'єм крові, швидкість кровотоку, середній час проходження контрасту та інші

інтегральні характеристики, що є критично важливими для діагностики патологій мозку, таких як інсульт, новоутворення чи ішемічні ураження. Від правильності визначення ROI залежить точність усіх наступних обчислень: неправильний вибір зони може призвести до систематичних похибок у значеннях CBV, CBF або MTT, а також спотворити криві концентрації контрасту.

Виділення ROI може здійснюватися вручну, автоматично або у змішаному вигляді. Ручне виділення здійснюється оператором із врахуванням анатомічних орієнтирів та характеру ураження, що дозволяє уникнути великих судин або артефактів. Цей метод високоточний, але потребує значного часу та досвіду, а результати можуть відрізнятися між різними операторами. Автоматичне виділення ROI застосовує алгоритми сегментації на основі інтенсивності сигналу або параметрів зображення, що прискорює обробку та підвищує стандартизацію, але може бути чутливим до шуму або аномалій у зображенні. Напівавтоматичні методи поєднують автоматичне виділення з ручною корекцією, забезпечуючи баланс між ефективністю та точністю.

Особливе значення має ROI для визначення артеріальної вхідної функції (AIF), яка використовується для деконволюції кривих концентрації контрасту та обчислення всіх перфузійних параметрів. Помилки у виборі артеріальної ділянки можуть суттєво спотворити результати та знизити діагностичну цінність дослідження. Крім того, розмір, форма та тривимірна конфігурація ROI впливають на інтегральні показники: маленькі або невірно розташовані зони можуть призводити до недооцінки або завищення локальних параметрів перфузії, а великі ROI можуть включати непотрібні анатомічні структури, що зменшує точність вимірювань.

Однією з основних проблем використання ROI є відсутність єдиних стандартів для сегментації, що ускладнює порівняння результатів між різними дослідженнями та клінічними центрами. Використання різних схем кольорового представлення та масштабів також може впливати на

інтерпретацію перфузійних карт. Попередні обробки, такі як згладжування, аподизація або розбиття зображень на фрагменти для поліпшення локалізації ROI, дозволяють підвищити стабільність та відтворюваність результатів, проте потребують додаткового часу та ресурсів.

Сучасні тенденції розвитку методів ROI пов'язані із застосуванням алгоритмів машинного навчання та штучного інтелекту, які дозволяють автоматично виділяти області інтересу з високою точністю та мінімальним втручанням оператора. Також ведеться активна робота над стандартизацією форм і методів ROI, а інтеграція тривимірних зон інтересу та кольорових карт перфузії дозволяє більш повно оцінювати стан мікроциркуляції тканин мозку. Правильне застосування ROI є ключовим елементом для підвищення діагностичної цінності перфузійного МРТ та забезпечення відтворюваності результатів у клінічних та наукових дослідженнях.

1.4. Аналіз існуючих програмних систем

На сьогодні існує низка програмних рішень, які дозволяють проводити аналіз перфузійних параметрів головного мозку на основі даних комп'ютерної магнітно-резонансної томографії (МРТ). Нижче розглянуто найпоширеніші програмні комплекси, які використовуються в клінічній практиці.

1.4.1 Siemens Syngo.via MR Neuro

Siemens Syngo.via [2] є комплексною системою для обробки медичних зображень, що розроблена компанією Siemens Healthineers. Модуль MR Neuro призначений для аналізу перфузійних та інших функціональних досліджень головного мозку на основі МРТ.

Програма забезпечує автоматизований розрахунок основних параметрів перфузії, таких як CBV (Cerebral Blood Volume), CBF (Cerebral Blood Flow), MTT (Mean Transit Time), TTP (Time To Peak), а також додаткових функціональних показників мозкової активності. Включає

інструменти для аналізу дифузійних та перфузійних досліджень, що дозволяє комплексно оцінити стан мозкової тканини.

Система підтримує автоматичне визначення артеріальної вхідної функції та венозної функції для підвищення точності оцінки, а також має зручний інтерфейс з можливістю інтеграції у клінічну систему архівування та передачі зображень (PACS, Picture Archiving and Communication System). Підтримується експорт результатів у стандартних форматах, таких як DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine).

Серед недоліків – висока вартість ліцензії та потреба у використанні обладнання Siemens для повної сумісності.

1.4.2 Olea Sphere

Olea Sphere [3] є програмною платформою для обробки та кількісного аналізу перфузійних і дифузійних МРТ-досліджень головного мозку.

Програма забезпечує автоматизований розрахунок основних перфузійних параметрів, таких як CBV, CBF, MTT та TTP, а також має інструменти для аналізу дифузійних показників.

Olea Sphere підтримує роботу з даними різних виробників МРТ, що забезпечує універсальність застосування. Система має зручний інтерфейс із можливістю інтеграції у клінічні PACS- та RIS-системи, що полегшує обробку великих обсягів DICOM-даних. Крім того, програма пропонує інструменти візуалізації – кольорові карти перфузії, 3D-моделі та автоматичне визначення регіонів інтересу (ROI, Region of Interest).

До недоліків можна віднести високу вартість ліцензії та потребу у кваліфікованому персоналі для повноцінного використання всіх функцій.

1.4.3 Philips IntelliSpace Portal

Philips IntelliSpace Portal [4] включає модуль MR Brain Perfusion, який призначений для обробки та кількісного аналізу МРТ перфузійних досліджень головного мозку.

Програма забезпечує автоматичний розрахунок перфузійних параметрів, візуалізацію карт у різних кольорових схемах, а також

інструменти для компенсації рухів пацієнта під час сканування. Користувач може вручну задавати артеріальні і венозні області для точнішої калібрування аналізу.

Система підтримує інтеграцію з RIS та PACS, що полегшує роботу з великими обсягами DICOM-даних.

Основними недоліками є вимоги до потужного апаратного забезпечення і висока вартість ліцензій.

1.4.4 Порівнянн програмних систем

Порівняльну характеристику трьох основних програмних систем наведено в табл. 1.1.

Таблиця 1.1 – Порівняння програмних систем

Програма	Затратність обчислення	Основні переваги	Основні недоліки
Siemens Syngo.via MR Neuro	Помірна	Автоматичний розрахунок CBV, CBF, МТТ, ТТР; інтеграція з PACS	Висока вартість ліцензії, потреба у обладнанні Siemens
Olea Sphere	Середня	Робота з даними різних виробників, 3D-візуалізація, кольорові карти перфузії	Висока ціна, потреба у кваліфікованому персоналі
Philips IntelliSpace Portal	Висока	Автоматичний розрахунок перфузійних параметрів, компенсація рухів пацієнта	Висока вартість, вимоги до потужного обладнання

1.5. Огляд літературних джерел

У пошуках підходів до більш точного кількісного оцінювання результатів перфузійних МРТ досліджень виконано значну кількість робіт, спрямованих на встановлення залежності між отриманими перфузійними

параметрами та діагнозом пацієнта. На сьогодні доведено високу діагностичну ефективність перфузійної томографії [5, 6], проте актуальним залишається питання оцінки точності обчислених параметрів відносно реальних гемодинамічних характеристик. Це має важливе значення не лише для діагностики, але й для прогнозування можливих порушень кровообігу або втрати крові під час планування оперативних втручань.

Відмінності між отриманими результатами при використанні різних програмно-алгоритмічних реалізацій підкреслено в дослідженнях [7], де показано, що навіть при однакових вихідних даних результати можуть суттєво різнитись через різні підходи до попередньої обробки та фільтрації сигналу.

Питання стандартизації кількісних розрахунків перфузійних параметрів розглядалися у фантомних дослідженнях [8, 9], де було створено контрольні зображення з відомими фізіологічними характеристиками кровотоку.

Дослідження [10] присвячене оцінці точності розрахунків кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії на основі фантомних даних із варіюванням часу проходження контрасту, затримки його надходження та рівня шуму. Отримані результати підтвердили чутливість інтегральних показників, зокрема площі під кривою (AUC) та середнього часу проходження (MTT), до обраного методу інтегрування та способу визначення меж першого проходу контрастної речовини.

В існуючих дослідженнях майже не розглядається вплив форми час-концентраційних кривих та методів їх фільтрації на точність обчислення інтегральних показників. Відсутність стандартизованих алгоритмів і єдиних критеріїв обробки сигналів зумовлює варіабельність отримуваних результатів. Отже, залишається відкритим питання визначення оптимальних параметрів фільтрації та попередньої обробки сигналів для забезпечення стабільності, достовірності та відтворюваності розрахунків зведених перфузійних характеристик.

1.6. Огляд нормативних документів

У процесі виконання перфузійних томографічних досліджень та подальшої обробки отриманих даних особливе місце займають нормативні документи, що регламентують вимоги до проведення МРТ-досліджень, стандарти формування, зберігання та передачі медичних зображень, а також рекомендації щодо кількісного аналізу перфузійних параметрів. Дотримання таких норм забезпечує відтворюваність результатів, уніфікацію підходів до оцінювання перфузії та можливість коректного порівняння даних між різними медичними установами та програмно-апаратними комплексами.

1.6.1 Міжнародні стандарти щодо обробки МРТ-зображень

Американський коледж радіології розробив низку рекомендацій, що регулюють проведення МРТ головного мозку, включно з протоколами для перфузійної томографії. Основні документи включають:

- ACR MRI Quality Control Manual [11] – містить вимоги до просторової та часової роздільної здатності, контрастності та стабільності МР-сканерів.
- ACR Practice Parameter for the Performance of Adult Brain Perfusion Imaging [12] – визначає вимоги до параметрів сканування при DSC-перфузії (динамічна контрастна зважена МРТ), включно з TR/TE, товщиною зрізу, швидкістю подачі контрасту та вимогами до моніторингу якості даних.

Європейське товариство магнітного резонансу в медицині та біології (ESMRMB) публікує керівні документи щодо отримання та кількісного аналізу DSC-MRI та DCE-MRI. Основні пункти регламентують:

- стандартизовану подачу контрастних агентів;
- корекцію впливу T1-ефекту;
- вимоги до визначення AIF (arterial input function);

- стандарти інтерпретації карт CBF, CBV, MTT.

Ці рекомендації особливо важливі для забезпечення коректності порівняння перфузійних параметрів між різними клініками та програмними пакетами.

Програмні засоби для обробки перфузійних томографічних даних належать до категорії Software as a Medical Device (SaMD). Для таких систем застосовуються:

- FDA Guidance for Clinical Performance Assessment of SaMD [13] – вимоги до клінічної валідації програмного забезпечення,
- ISO/IEC 62304 [14] – життєвий цикл програмного забезпечення медичного призначення,
- ISO 14971 [15] – управління ризиками для медичних виробів.

Ці нормативи регламентують вимоги до точності, безпеки та відтворюваності алгоритмів аналізу перфузійних карт.

1.6.2 Стандарти зберігання та обміну медичних зображень

Основним міжнародним стандартом збереження та обміну медичних зображень є DICOM [16], що визначає структуру файлів перфузійних досліджень, зокрема:

- формат зберігання динамічних серій DSC-MRI;
- структуру метаданих (часові мітки, параметри сканування, дозування та швидкість контрастної ін'єкції);
- вимоги до PACS та систем обробки.

Правильне використання DICOM-параметрів є критично важливим для точного розрахунку зведених перфузійних характеристик, оскільки навіть незначні зміни, наприклад у часовому інтервалі між кадрами, можуть призвести до суттєвих похибок у CBF або MTT.

Стандарти HL7 [17], зокрема сучасний протокол FHIR, регламентують передачу медичних даних між інформаційними системами:

- RIS (Radiology Information System);
- PACS;
- HIS (Hospital Information System).

Ці стандарти забезпечують інтеграцію програмних комплексів, таких як Syngo.via, IntelliSpace Portal або Olea Sphere, у єдину медичну інфраструктуру.

1.6.3 Стандарти та нормативні документи України

У сфері медичної діагностики та обробки томографічних даних в Україні застосовуються накази МОЗ України щодо проведення МРТ та використання контрастних препаратів:

Серед ключових нормативних актів:

- Накази МОЗ України [18], що регламентують стандарти надання медичної допомоги та протоколи проведення діагностичних процедур, включно з МРТ головного мозку;
- документи, що визначають вимоги до застосування контрастних засобів на основі гадолінію, включно з дозуванням, швидкістю введення та безпекою пацієнта;
- клінічні протоколи та інструкції з радіологічної діагностики, які містять рекомендації щодо виконання перфузійних досліджень при інсультах, новоутвореннях і травмах [19].

Для медичних інформаційних систем важливими є:

- ДСТУ ISO/IEC 27001 [20] – вимоги до інформаційної безпеки медичних даних;
- ДСТУ EN ISO 13485 [21] – управління якістю медичних виробів, включно з програмними;

- ДСТУ щодо захисту персональних даних відповідно до українського законодавства [22].

Ці стандарти регламентують вимоги до безпечної роботи з медичними зображеннями, що є обов'язковим при обробці DICOM-даних у дослідницьких чи клінічних умовах.

Висновок з розділу 1

У розділі 1 проведено аналіз існуючих методів і програмних засобів для перфузійного МРТ головного мозку, розглянуто проблеми обробки та кількісного аналізу даних, а також особливості визначення зон інтересу (ROI). Проаналізовано провідні програмні системи Siemens Syngo.via MR Neuro, Olea Sphere та Philips IntelliSpace Portal, виділено їх сильні та слабкі сторони, що дозволяє визначити потреби для вдосконалення програмного забезпечення. Окрім того, розглянуто нормативні документи та стандарти, необхідні для безпечної та точної обробки медичних даних, включно з міжнародними та національними регламентами. Результати цього розділу закладають основу для вибору підходів і технологій при розробці власного програмного комплексу для перфузійного аналізу, забезпечуючи високий рівень точності, відтворюваності та клінічної релевантності майбутнього продукту.

РОЗДІЛ 2

ЗАСОБИ РЕАЛІЗАЦІЇ ТА МАТЕМАТИЧНІ МЕТОДИ ПЕРФУЗІЙНОГО АНАЛІЗУ

У даному розділі розглядаються засоби реалізації та математичні методи перфузійного аналізу, які дозволяють кількісно оцінювати мікроциркуляцію та кровопостачання тканин. На основі часових сигналів – кривих час–інтенсивність (TIC) та час–концентрація (TCC) – формуються зведені перфузійні параметри, такі як CBV, CBF, MTT, TTP, PE та інші, що відображають динаміку надходження та вимивання контрастної речовини.

У розділі наведено математичні методи обчислення цих параметрів, зокрема чисельні методи інтегрування площі під кривою, а також різні підходи до фільтрації сигналів, що дозволяють зменшити вплив шумів та артефактів на результати аналізу. Крім того, розглядаються способи визначення часу надходження та рециркуляції контрасту, усунення витоку речовини, а також роль стандарту DICOM у забезпеченні збереження, обміну та обробки медичних зображень для проведення перфузійного аналізу.

2.1. Зведені перфузійні параметри

Перфузійний аналіз базується на обчисленні низки зведених кількісних параметрів, які характеризують стан мікроциркуляції та дають змогу оцінити кровопостачання досліджуваної ділянки. Ці параметри відображають як інтенсивність кровотоку, так і часові характеристики проходження контрастної речовини [10, с. 5].

TTA (Time To Arrival) – час надходження контрастної речовини, який визначає момент початку зростання сигналу. Є важливим для ідентифікації початку першого проходу контрасту.

Baseline – початкове значення сигналу до надходження контрасту. Зазвичай обчислюється як середнє значення на ділянці до зростання інтенсивності.

PE (Peak Enhancement) – максимальне підсилення сигналу, що відповідає піку концентрації контрасту у пікселі. Характеризує інтенсивність накопичення контрасту.

TTP – час досягнення максимального підсилення з моменту початку дослідження. Показує швидкість надходження контрасту.

rTTP (Relative Time To Peak) – відносний час до піку, тобто інтервал між моментом надходження контрасту (TTA) і досягненням піка (TTP). Дає уявлення про динаміку заповнення капілярної мережі.

MTT – середній час проходження контрасту через тканину. Розраховується як центр ваги під кривою першого проходу. Є важливою метрикою швидкості мікроциркуляції.

AUC (Area Under Curve) – площа під кривою час-концентраційної залежності, яка чисельно описує загальне накопичення контрастної речовини. При наявності артеріальної вхідної функції AUC прямо корелює з CBV.

CBV – об'єм крові в одиниці об'єму тканини. Є одним із ключових показників при оцінці мозкової перфузії. Часто визначається як похідний параметр на основі AUC.

CBF – швидкість кровотоку, тобто об'єм крові, який проходить через одиницю тканини за одиницю часу.

FWHM (Full Width at Half Maximum) – повна ширина на рівні половинної амплітуди [10, с. 5]. Дає змогу оцінити тривалість підвищеного рівня контрасту та непрямо характеризує форму кривої.

WiR (Wash-in Rate) – швидкість надходження контрасту, яка визначається як максимальний нахил кривої між TTA та TTP. Відображає інтенсивність припливу крові.

WoR (Wash-out Rate) – швидкість вимивання контрасту, обчислюється як спад сигналу після досягнення піка (PE) до моменту початку рециркуляції. Вказує на ефективність венозного відтоку.

2.2. Формування часових сигналів

У перфузійному аналізі використовують два основних типи часових сигналів: час-інтенсивність (TIC, Time-Intensity Curve) та час-концентрація (TCC, Time-Concentration Curve).

Ці сигнали є основою для подальшого обчислення кількісних перфузійних параметрів і формуються у результаті багаторазової реєстрації інтенсивності МР-сигналу від кожного пікселя у часі.

Час-інтенсивність є первинною формою сигналу, що безпосередньо відображає зміну МР-інтенсивності під час надходження контрастної речовини. Така крива має нелінійний характер, оскільки на значення сигналу впливають параметри імпульсної послідовності, магнітні властивості тканин, рівень шуму детекторів та інші апаратні чинники. ТІС широко застосовують для візуального аналізу, однак її нелінійність обмежує точність кількісних розрахунків.

Для проведення коректного кількісного перфузійного аналізу ТІС перетворюють у час-концентраційну криву (ТСС). Така крива відображає зміну концентрації контрастної речовини в одиниці об'єму тканини. Перехід від ТІС до ТСС здійснюється за формулою (2.1):

$$C(t) = \frac{1}{TE} \ln \left(\frac{S(t)}{S_0} \right) \quad (2.1)$$

де $C(t)$ – концентрація контрастної речовини в момент часу t ; S_0 – початкове значення інтенсивності; $S(t)$ – значення інтенсивності сигналу в момент часу t ; TE – час відлуння [23, с. 865].

Крива ТСС є фізіологічно обґрунтованою та дозволяє здійснювати кількісний аналіз параметрів перфузії, таких як площа AUC, MTT, CBV та інші інтегральні характеристики (рис. 2.1).

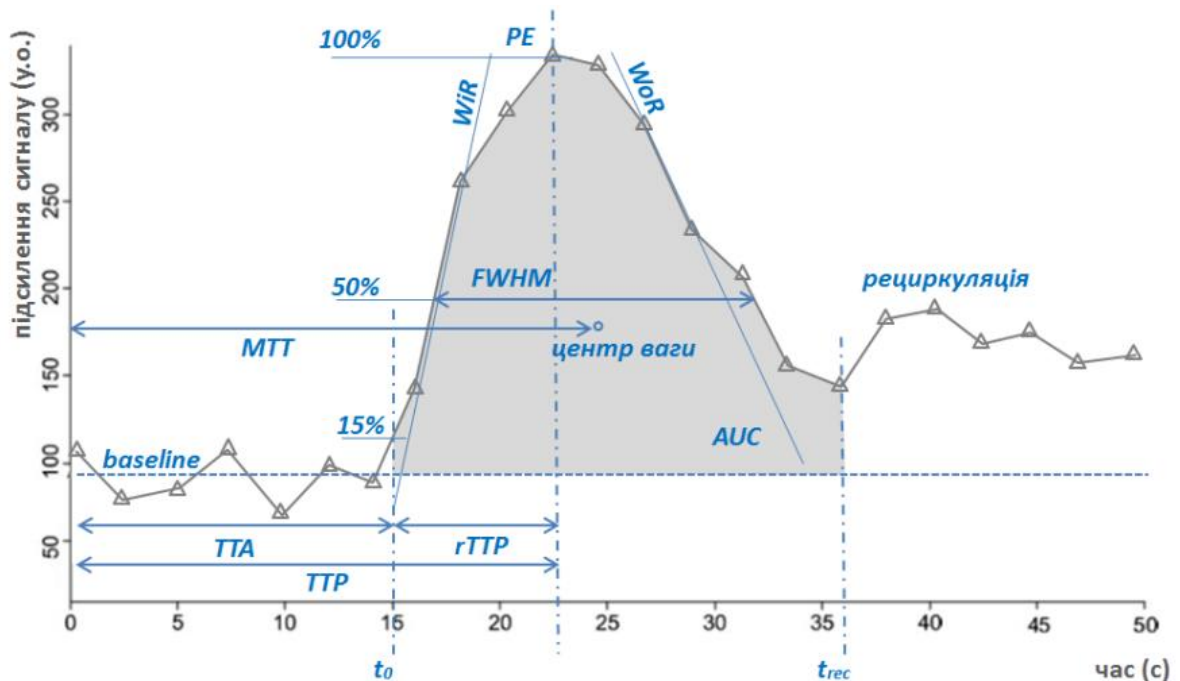


Рисунок 2.1 – Схема розрахунків зведених перфузійних параметрів за дискретно представленою час-концентрація кривою [10, с. 6]

Дані перфузійної томографії формуються шляхом швидкого повторного сканування однієї й тієї ж області, що неминує супроводжуватися появою шумів та артефактів різного походження. Основні джерела спотворень включають:

- апаратні шуми: тепловий шум приймальної котушки, флуктуації магнітного поля, нестабільність градієнтів;
- фізіологічні артефакти: мікрорухи пацієнта, пульсація судин, дихальні рухи, нерівномірність болюсного введення контрасту;
- варіабельність тканинних властивостей: неоднорідність T_1 та T_2^* , що змінює чутливість сигналу до концентрації контрасту.

Наявність шуму призводить до високочастотних коливань, локальних викидів та спотворення форми сигналу. Це особливо критично при обчисленні таких параметрів, як AUC, CBF, CBV, MTT, де точність інтегрування напряму залежить від гладкості та коректності час-концентраційної кривої.

Навіть незначні флуктуації можуть призводити до:

- зміщення моменту надходження контрасту (t_0),
- неправильного визначення пікових значень (PE, TTP),
- спотворення фази вимивання,
- значних похибок при інтегруванні площі під кривою,
- некоректного виділення фази рециркуляції.

Через наявність шумів і артефактів, обробка TIS та TCS обов'язково включає етапи попереднього згладжування та фільтрації. Основні вимоги до фільтрації в перфузійному аналізі полягають у:

- покращенні співвідношення сигнал/шум,
- збереженні форми кривої, зокрема фаз зростання, піку та спаду,
- усуненні локальних викидів, що особливо впливають на методи інтегрування,
- забезпеченні анатомічної й часової узгодженості, необхідної для побудови перфузійних карт,
- мінімізації спотворення фізіологічно значимих параметрів, таких як pTTP, MTT чи FWHM.

Фільтрація є ключовим етапом, який суттєво впливає на точність та відтворюваність результатів кількісного перфузійного аналізу. Саме тому правильний вибір методу згладжування сигналу є обов'язковим перед подальшими етапами обчислення, що розглядаються в наступному підрозділі.

2.2. Площа під кривою

Нехай $C(t)$ – це концентрація контрасту в одиниці об'єму тканини в момент часу t . Тоді AUC можна визначити інтегралом від цієї кривої за часом (2.2):

$$AUC = \int_{t_0}^{t_1} C(t) dt \quad (2.2)$$

де t_0 та t_1 – відповідно моменти початку надходження контрасту та завершення аналізованого проміжку часу.

2.2.1 Метод прямокутників

Метод прямокутників полягає в апроксимуванні площі під кривою прямокутниками. Кожен прямокутник має ширину Δt і висоту, яка відповідає значенню $C(t)$ у лівій або правій точці інтервалу (2.3):

$$AUC = \sum_{i=0}^{n-1} C(t_i) \Delta t \quad (2.3)$$

де $C(t_i)$ – значення концентрації на i -му часовому кроці; Δt – інтервал між вимірюваннями часу; n – кількість часових інтервалів.

Метод є простим у реалізації, але може бути неточним, особливо при швидких змінах концентрації [24].

2.2.2 Метод трапецій

Метод трапецій полягає в апроксимуванні площі під кривою трапеціями, кожна з яких утворюється двома сусідніми значеннями концентрації та часовим кроком між ними (2.4):

$$AUC = \sum_{i=0}^{n-1} \frac{C(t_i) + C(t_{i+1})}{2} \Delta t \quad (2.4)$$

де $C(t_i)$ – значення концентрації на i -му часовому кроці; Δt – інтервал між вимірюваннями часу; n – кількість часових інтервалів.

Метод трапецій є найпоширенішим способом обчислення AUC у медичних застосуваннях, оскільки забезпечує хорошу точність навіть при помірному числі вимірювань [25].

2.2.3 Метод Сімпсона

Метод Сімпсона використовує параболічну інтерполяцію трьох послідовних точок, що дозволяє ще точніше наближати форму кривої (2.5):

$$AUC = \frac{\Delta t}{3} \left[C(t_0) + 4 \sum_{i=1}^{n-1} C(t_i) + 2 \sum_{i=2}^{n-2} C(t_i) + C(t_n) \right] \quad (2.5)$$

де $C(t_i)$ – значення концентрації в момент часу t_i ; Δt – рівномірний часовий крок між вимірюваннями; n – парна кількість часових інтервалів.

Метод Сімпсона забезпечує найвищу точність, але потребує рівномірної сітки і парної кількості точок [24].

2.3.4 Порівняння методів чисельного інтегрування

Різні методи чисельного інтегрування мають свої переваги та обмеження. Порівняльну характеристику трьох основних методів, застосовуваних для обчислення площі під кривою концентрації, наведено в табл. 2.1.

Таблиця 2.1 – Порівняння методів чисельного інтегрування

Метод інтегрування	Точність	Вимоги до даних	Затратність обчислення
Прямокутників	Низька/середня	Можливі нерівномірні інтервали	Низька
Трапецій	Середня	Краще рівномірні інтервали	Низька/середня

Кінець табл. 2.1

Метод інтегрування	Точність	Вимоги до даних	Затратність обчислення
Сімпсона	Висока	Рівномірні інтервали, парна кількість точок	Середня

2.3. Фільтраційні методи

У перфузійній томографії виміряні сигнали концентрації контрастної речовини часто містять випадкові шуми та артефакти, які можуть спотворити результати обчислення перфузійних параметрів. Для зменшення впливу цих завад на аналітичні розрахунки застосовуються методи фільтрації сигналу, що дозволяють згладити криву час–концентрація без суттєвої втрати інформативності.

2.3.1 Гаусів фільтр

Гаусів фільтр є вдосконаленою версією згладжування, де кожна точка сигналу зважується згідно з Гаусовим розподілом. Це дозволяє надати більшого значення центральним точкам вікна і меншого – далеким, що покращує збереження форми сигналу (2.6):

$$y_i = \sum_{j=-r}^r x_{i+j} G(j) \quad (2.6)$$

де y_i – згладжене значення сигналу у точці i ; x_{i+j} – значення сигналу у сусідніх точках; $G(j)$ – значення Гаусової функції для відстані j від центру; r – радіус вікна.

Гаусова функція $G(j)$ визначається за формулою (2.7):

$$G(j) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{j^2}{2\sigma^2}\right) \quad (2.7)$$

де σ – стандартне відхилення, що контролює ширину фільтра; j – відстань від центральної точки.

Гаусів фільтр краще зберігає амплітуду та форму піків у сигналі, ніж метод рухомого середнього, тому частіше застосовується у задачах, де важлива точна локалізація змін [26].

2.3.2 Медіанний фільтр

Медіанний фільтр є нелінійним методом фільтрації, який, на відміну від середнього або Гаусового згладжування, не базується на зважуванні значень [27]. Замість цього він замінює кожне значення сигналу на медіану (середнє за порядком) значень у вікні певного розміру (2.8):

$$y_i = \text{median}(x_{i-r}, x_{i-r+1}, \dots, x_{i+r}) \quad (2.8)$$

де y_i – згладжене значення сигналу; x_i – початкове значення сигналу в точці; r – радіус вікна.

Цей метод особливо ефективний при наявності імпульсного шуму – одиничних аномальних викидів, які значно відрізняються від сусідніх значень.

2.3.3 Метод рухомого середнього

Цей метод базується на обчисленні середнього арифметичного значень сигналу у фіксованому вікні навколо кожної точки. Він ефективно пригнічує високочастотні шуми, забезпечуючи базове згладжування (2.9):

$$y_i = \frac{1}{N} \sum_{j=-r}^r x_{i+j} \quad (2.9)$$

де y_i – згладжене значення сигналу у точці; x_{i+j} – значення сигналу в сусідніх точках; $N = 2r + 1$ – ширина вікна фільтрації; r – радіус вікна.

Метод простий у реалізації та добре усуває випадкові флуктуації, але може призводити до згладжування пікових значень, що є недоліком у випадках, коли важливо зберегти точну форму сигналу [26].

2.3.4 Порівняння фільтраційних методів

Різні методи фільтрації сигналу мають свої переваги та обмеження. Порівняльну характеристику трьох основних фільтраційних методів, застосовуваних у перфузійному аналізі наведено в табл 2.2.

Таблиця 2.2 – Порівняння фільтраційних методів

Метод фільтрації	Тип	Переваги	Недоліки
Гаусів фільтр	Лінійний	Зберігає форму піків; гнучко регулюється ширина фільтра; добре пригнічує шум	Може трохи згладжувати різкі флуктуації; потребує підбору σ
Медіанний фільтр	Нелінійний	Висока ефективність проти імпульсного шуму; не спотворює амплітудні піки	Менш ефективний проти високочастотного фоновому шуму; повільніше обчислення при великих вікнах
Метод рухомого середнього	Лінійний	Простий у реалізації; ефективний проти випадкових флуктуацій	Згладжує піки; втрачається точність моментів ТТР і РЕ; не підходить для швидких змін сигналу

На рис. 2.2 – рис.2.4 наведено приклади згладження час-концентраційної кривої трьома типами фільтрів – Гаусовим, медіанним та фільтром рухомого середнього.

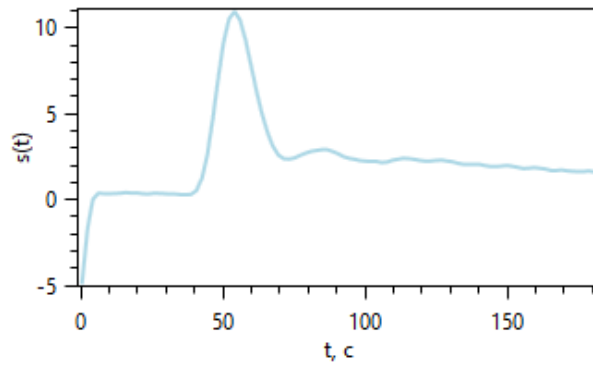


Рисунок 2.2 - Гаусів фільтр

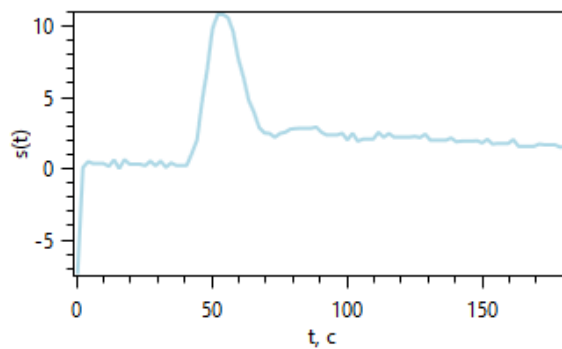


Рисунок 2.3 - Медіанний фільтр

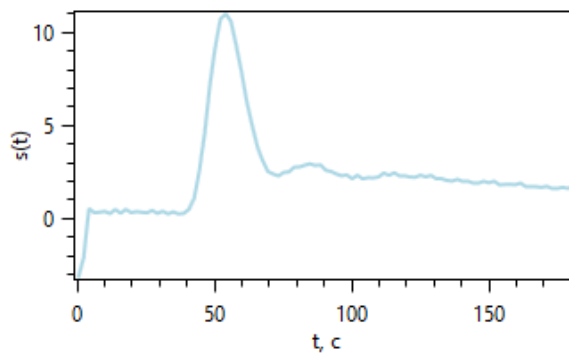


Рисунок 2.4 - Метод рухомого середнього

2.4. Визначення часу надходження та рециркуляції контрасту

Одним із ключових етапів при кількісному перфузійному аналізі є коректне визначення фази першого проходження контрастної речовини. Цей етап суттєво впливає на точність розрахунку основних параметрів, зокрема AUC

та МТТ. Для цього необхідно точно визначити момент надходження контрасту (t_0) та момент початку рециркуляції (t_{rec}) [10, с. 6].

Зазвичай t_0 визначається як момент часу, коли сигнал досягає заданої частки максимального підсилення, наприклад 10%, 20%, 30% [10, с. 7]. Це дозволяє відсікати фоновий рівень шуму та випадкові флуктуації. Для підвищення точності може використовуватись інтерполяція між сусідніми точками або усереднення на заданому часовому інтервалі до моменту зростання, що дають змогу враховувати попереднє стабільне значення сигналу до моменту його зростання.

Для відсікання фази рециркуляції контрастної речовини застосовуються три основні методи [10, с. 7]:

1. Третій момент часу після досягнення максимального підсилення;
2. Момент часу на рівні 50% повної амплітуди сигналу;
3. Останній момент часу, якому відповідає спадання сигналу після досягнення PE.

2.5. Усунення витоку контрасту

При перфузійній томографії одним із факторів, що може спотворювати точність обчислення перфузійних параметрів, є витік контрастної речовини з судинного русла в навколишні тканини. Це особливо актуально при ушкодженні гематоенцефалічного бар'єру (наприклад, при інсульті або пухлинах головного мозку). У таких випадках сигнал накопичення контрасту зростає не лише через кровотік, а й через витік, що призводить до переоцінки AUC та похибок в оцінці перфузії [28].

Щоб мінімізувати вплив витоку контрасту на результати, застосовують корекцію на витік. Один з ефективних способів полягає у відніманні компоненту витоку, який моделюється пропорційно до інтегралу кривої концентрації [25].

Кориговане значення концентрації $C_{corr}(t)$ у кожний момент часу t обчислюється за формулою (2.10):

$$C_{corr}(t) = C(t) - \lambda \int_0^t C(\tau) d\tau \quad (2.10)$$

де $C(t)$ – вихідна концентрація контрастної речовини у часі; λ – коефіцієнт витоку, що визначає ступінь проникнення контрасту у тканину; $\int_0^t C(\tau) d\tau$ – накопичена площа під кривою концентрації до моменту часу t .

2.6. DICOM

2.6.1 Призначення та роль стандарту DICOM

Основна мета DICOM полягає у створенні єдиного підходу до представлення та обміну медичними зображеннями, незалежно від типу обладнання чи постачальника програмного забезпечення (ПЗ). Стандарт дозволяє зберігати, передавати, запитувати, обробляти та друкувати зображення, а також пов'язану з ними інформацію про пацієнта, дослідження та параметри сканування [29; 30].

DICOM активно використовується у радіології, кардіології, нейрохірургії, онкології, стоматології та інших галузях медицини, де застосовуються методи медичної візуалізації – комп'ютерна томографія (КТ), МРТ, ультразвукові дослідження (УЗД) тощо. Завдяки стандартизації формату зображень медичні установи можуть обмінюватися даними між різними інформаційними системами, наприклад PACS [29].

Перевагою DICOM є усунення потреби у фізичних носіях – результати обстежень зберігаються в цифровому вигляді, можуть передаватися мережею або зберігатися в хмарних сервісах. Це спрощує доступ до даних лікарям, дозволяє віддалений перегляд зображень і сприяє більш ефективному прийняттю клінічних рішень.

2.6.2 Структура та організація даних DICOM

Файл DICOM містить не лише саме зображення, а й метадані, що описують контекст дослідження. Кожен елемент даних має тег, який ідентифікує атрибут, зазвичай у форматі (XXXX,XXXX), де перша частина – номер групи, а друга – номер елемента. Теги визначають, наприклад, ім'я пацієнта, дату дослідження, параметри сканування або тип зображення [29; 30].

Кожен атрибут має представлення значення (VR – Value Representation), яке визначає тип даних (текст, число, дата, тощо) та спосіб його зберігання. Також файл може містити послідовності (Sequences), які описують ієрархічну структуру даних, наприклад серії зображень у часі.

Завдяки такій структурі можливо не лише зчитувати окремі зображення, а й проводити часовий аналіз – наприклад, для оцінки зміни інтенсивності сигналу після введення контрастної речовини при перфузійному аналізі.

Стандарт DICOM забезпечує єдину основу для розробки програмних рішень, таких як системи обробки перфузійних даних, що використовують часові ряди томографічних зображень. Використання бібліотек, сумісних із DICOM (наприклад, fo-dicom), дозволяє автоматично витягувати піксельні дані, часові точки та необхідні метадані для подальших математичних обчислень та побудови карт параметрів.

Висновок з розділу 2

У даному розділі дослідження було розглянуто основні засоби реалізації та математичні методи перфузійного аналізу, що дозволяють кількісно оцінювати мікроциркуляцію та кровопостачання тканин. Показано, що основою перфузійного аналізу є часові сигнали типу час–інтенсивність та час–концентрація, на підставі яких обчислюються зведені параметри, такі як CBV, CBF, MTT, TTP, PE та інші, що відображають динаміку надходження

та вимивання контрастної речовини. Розглянуто методи чисельного інтегрування площі під кривою концентрації (методи прямокутників, трапецій та Сімпсона), які дозволяють оцінювати інтегральні показники перфузії з різним рівнем точності залежно від рівномірності часових інтервалів та кількості вимірювань. Особлива увага приділялася методам фільтрації сигналів – Гаусів фільтр, медіанний фільтр та метод рухомого середнього – що дозволяють зменшувати вплив шумів і артефактів без суттєвої втрати фізіологічної інформації та забезпечують коректність побудови перфузійних карт. Досліджено способи визначення часу надходження та рециркуляції контрастної речовини, а також методи корекції витоку контрасту, що підвищує точність розрахунку основних перфузійних параметрів. Крім того, проаналізовано роль стандарту DICOM, який забезпечує уніфіковане збереження, обмін та обробку медичних зображень, що є необхідною умовою для автоматизованого перфузійного аналізу та побудови часових рядів даних. Таким чином, поєднання математичних методів, фільтраційних підходів і сучасних стандартів обробки даних створює надійну основу для точного, відтворюваного та ефективного кількісного перфузійного аналізу, що є важливим етапом у практичному застосуванні методів медичної візуалізації.

РОЗДІЛ 3

ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ ПРОГРАМНОГО СЕРЕДОВИЩА

У даному розділі розглядаються програмні засоби реалізації методу перфузійного аналізу на мові C# із застосуванням бібліотек fo-dicom, OxyPlot, Math.NET, OpenTK та WPF для роботи з DICOM-зображеннями. Описано основні етапи обробки даних: анонімізація та завантаження DICOM-файлів, формування часових кривих, фільтрація сигналів, чисельне інтегрування, корекція витоку контрасту, визначення меж першого проходження, обчислення перфузійних параметрів та побудова карт для візуалізації результатів. Забезпечено локальну обробку даних та захист програмного коду, що гарантує конфіденційність інформації та безпеку застосунку.

3.1. Вибір технологій

3.1.1 Мова програмування C# та .NET

Мова програмування C# є об'єктно-орієнтованою мовою програмування, розробленою компанією Microsoft на базі платформи .NET [31]. Вона поєднує можливості для побудови складних обчислювальних алгоритмів із простотою та зрозумілістю синтаксису.

Перевагами вибору C# є підтримка багатопотокових та асинхронних обчислень, можливість роботи з великими масивами даних, а також наявності інтеграції з графічними інтерфейсами та зовнішніми бібліотеками, що дозволяє ефективно реалізовувати складні математичні моделі, обробку DICOM-зображень та візуалізацію результатів. Платформа .NET забезпечує універсальність, стабільність і масштабованість застосунків.

3.1.2 WPF

WPF (Windows Presentation Foundation) [32] – це технологія для розробки графічних інтерфейсів у .NET-додатках, яка дозволяє створювати інтерактивні та візуально привабливі програми. Вона базується на концепції розділення логіки та представлення (MVVM, Model-View-ViewModel), що забезпечує чисту архітектуру та зручність підтримки коду.

WPF використовується для побудови інтерфейсу користувача, який забезпечує відображення результатів перфузійного аналізу, інтерактивну роботу з графіками та картами AUC, а також керування параметрами обробки даних.

Основною перевагою використання WPF є підтримка векторної графіки та масштабованих інтерфейсів, що дозволяє точно відображати медичні зображення різного розміру. Наявна можливість створення інтерактивних елементів управління, таких як повзунки, кнопки, діаграми та графіки. WPF дозволяє легко інтегруватися з бібліотеками OpenTK та OxyPlot для апаратно-прискореної візуалізації та побудови наукових графіків. Також перевагою є розширюваність та підтримка MVVM-патерну, що спрощує подальше масштабування та модернізацію програмного продукту.

3.1.3 fo-dicom

Оптимальним вибором бібліотеки для завантаження, обробки та конвертації серій DICOM-зображень у формати, що є придатними для математичного аналізу є бібліотека fo-dicom [33].

Основними перевагами даної бібліотеки є повна підтримка стандарту DICOM, що забезпечує роботу з сучасними медичними зображеннями та метаданими, наявність активної підтримки та документації.

Бібліотека fo-dicom надає можливість зчитувати часові точки серій зображень, надає доступ до пікселів та дозволяє конвертувати їх у масиви даних для подальшого аналізу. Також наявна можливість поєднання з іншими бібліотеками для математичної обробки та візуалізації.

3.1.4 OpenTK

OpenTk [34] – бібліотека для апаратно-прискореної візуалізації та роботи OpenGL у .NET додатках.

OpenTK дозволяє виконувати швидкий рендер великих зображень та об'ємних карт перфузії. Наявна можливість відображати як 2D карти, так і 3D сцени з інтерактивним масштабуванням та обертанням, де користувач може переглядати деталі карт, виділяти ділянки для аналізу та взаємодіяти з графіками.

OpenTK можна інтегрувати у WPF-додаток для побудови інтерфейсу користувача.

3.1.5 Math.NET

Math.NET [35] – це математична бібліотека для .NET, призначена для виконання наукових і технічних обчислень. Вона надає широкий набір інструментів для роботи з лінійною алгеброю, статистикою, чисельною інтеграцією, інтерполяцією та фільтрацією даних.

Зокрема, за її допомогою здійснюються обчислення площі під кривою, згладжування сигналів, чисельна інтеграція та статистичний аналіз отриманих даних.

Використання Math.NET дозволяє забезпечити високу точність і стабільність чисельних обчислень, а також значно скорочує час реалізації алгоритмів завдяки наявності готових перевірених функцій. Завдяки підтримці багатопотокової обробки бібліотека добре масштабується при роботі з великими наборами даних DICOM-зображень.

3.1.6 OxyPlot

OxyPlot [36] – це легка та зручна бібліотека для побудови графіків і наукових візуалізацій у .NET-додатках. Вона дозволяє створювати високоякісні графіки з можливістю масштабування, панорамування, інтерактивного перегляду та експорту результатів.

Бібліотека OxyPlot використовується для відображення кривих зміни інтенсивності або концентрації сигналу у часі, а також для порівняння

результатів обчислень різними алгоритмами. Графіки забезпечують візуальне представлення динаміки контрасту, що допомагає у верифікації результатів і підвищує наочність аналізу.

OxyPlot легко інтегрується з WPF, підтримує налаштування кольорів, підписів осей, легенд і дозволяє створювати зрозумілі графічні звіти. Завдяки цьому вона є оптимальним рішенням для наукових додатків, де важлива точність та якість візуалізації.

3.2. Основні етапи перфузійного аналізу

У рамках створеного методу перфузійного аналізу реалізовано низку адаптивних обробок та математичних рішень, спрямованих на покращення точності обчислень та гнучкість налаштувань. Користувач має можливість змінювати ключові параметри згідно з клінічними потребами або типом дослідження.

Для очищення сигналу від шуму в часовому сигналі реалізовано можливість вибору одного з трьох методів фільтрації: рухоме середнє – згладжує сигнал усередненням у фіксованому вікні; гаусів фільтр – зважене згладжування з урахуванням відстані до центру; медіанний фільтр – ефективний при наявності імпульсних шумів. Метод фільтрації обирається користувачем у параметрах обробки, що забезпечує гнучкість та адаптивність моделі до різних типів сигналів.

Для визначення меж першого проходження контрастної речовини було використано комбінацію порогів: початок аналізованої ділянки визначався як момент досягнення $t_0 = 15\%$ від пікового значення сигналу, а завершення – як момент його спадання до рівня $t_{\text{rec}} = 50\%$. Дана комбінація є оптимальною за критеріями точності у перфузійному аналізі згідно роботи [10, с. 8].

З метою досягнення балансу між точністю та швидкодією застосовано комбінований чисельний метод AUC_{comb} (3.1), що поєднує методи прямокутників і трапецій. Згідно з [10] цей підхід демонструє вищу

стабільність і кореляцію результатів із еталонними даними порівняно з окремими методами.

$$AUC_{\text{comb}} = \alpha \cdot AUC_{\text{rect}} + (1 - \alpha) \cdot AUC_{\text{trap}} \quad (3.1)$$

де α – ваговий коефіцієнт, що визначає частку внеску кожного методу.

Перед розрахунками важливим етапом є застосування маски ROI, що дозволяє обмежити аналіз лише досліджуваною ділянкою (наприклад, сірою речовиною, конкретною зоною інфаркту тощо). Це зменшує обчислювальне навантаження та виключає артефакти з фонових ділянок.

Для побудови перфузійної карти для кожного пікселя зображення окремо формується часова крива, яка проходить всі етапи обробки: нормалізацію, фільтрацію, корекцію, відсікання та інтегрування. Результати записуються у відповідну карту, яка зберігає значення перфузійного параметра для кожної точки зображення.

Для покращення візуального сприйняття перфузійних карт реалізовано можливість застосування гамма-корекції (3.2):

$$P_{\text{вих}} = P^{\gamma} \quad (3.2)$$

де γ – значення гамми.

Це дозволяє підсилити слабко виражені області, зокрема зниженої перфузії, і зробити візуалізацію більш інформативною.

3.3. Захист персональних медичних даних

3.3.1 Анонімізація DICOM-файлів

При роботі ПЗ з медичними зображеннями особливу увагу приділено захисту персональних даних пацієнтів, а саме DICOM-файлів, з якими працює система. DICOM-файли зазвичай містять не лише саме зображення, а і персональні дані пацієнтів та лікарів в текстовому форматі всередині

ідентифікаційних тегів, які є особливо чутливими та їх обробка підпадає під вимоги щодо захисту персональної інформації Закону України «Про захист персональних даних» [22], GDPR [37] та HIPAA [38].

Для уникнення витоку персональної інформації перед початком обробки передбачена процедура анонімізації DICOM-файлів, що полягає у вилученні або у заміні ідентифікаційних тегів, що містять чутливу інформацію.

Приклади тегів, що підлягають анонімізації:

- (0010,0010) – Ім'я пацієнта;
- (0010,0020) – Ідентифікатор пацієнта;
- (0010,0030) – Дата народження;
- (0008,0080) – Назва установи;
- (0008,0090) – Ім'я лікаря.

Можливими методами анонімізації ідентифікаційних тегів є або їх повне видалення за відсутності необхідності їх наявності для аналізу, або заміна на псевдоніми з можливою генерацією випадкових значень.

Реалізувати анонімізацію можливо за допомогою застосованої у проекті бібліотеки для роботи з DICOM-файлами `fo-dicom`, де наявна можливість програмного видалення або заміни на псевдоніми. Попередньо анонімізуювши дані, на момент аналізу зображення ПЗ не порушує норм щодо конфіденційності та захисту інформації.

3.3.2 Обробка даних

Ключовим принципом безпеки, що реалізовано в ПЗ – є локальна обробка даних, тобто всі етапи роботи – від завантаження DICOM-зображень до розрахунку перфузійних параметрів – виконуються виключно на комп'ютері користувача, де дані зберігаються виключно в оперативній пам'яті комп'ютера, без наявності будь-яких операцій передачі даних через мережу або їх зберігання на сторонніх серверах.

Основні переваги даного підходу:

1. Дані пацієнтів та лікарів не передаються через мережу, не потрапляють у сторонні сервіси чи базу даних (БД), тобто повністю виключено можливість можливого несанкціонованого доступу, перехоплення чи зламу;

2. Повна автономність ПЗ, тобто відсутня залежність від підключення до мережі, що відповідно дозволяє використовувати ПЗ у лікарнях або медичних установах із обмеженим доступом до мережі або підвищеними вимогами до безпеки.

Реалізацією безпечної обробки даних є збереження завантажених DICOM-файлів у відповідні масиви пікселів, що зберігаються в оперативній пам'яті. Розрахунки перфузійних параметрів та карт, кривих інтенсивності та концентрації виконуються виключно за допомогою локальних .dll бібліотек – без участі зовнішніх сервісів, що виключає потенційний витік інформації.

3.4. Захист програмного коду

Розроблене ПЗ містить алгоритми розрахунку зведених перфузійних параметрів, та оскільки ПЗ створено на базі .NET, де компіляція відбувається у проміжний байт-код (CIL) – існує ризик відносно легкого зворотного інжинірингу. Для захисту програмного коду та його несанкціонованого копіювання вжито обфускацію коду – перетворення найменувань класів, методів, змінних та логіки у складний для читання вигляд, що унеможливорює відновлення вихідного коду за допомогою декомпіляторів.

Для обфускації коду можливе застосування інструментів ConfuserEx або Dotfuscator, які перейменовують класи, методи та змінні у випадкові набори символів, ускладнюють логіку умовних конструкцій, додають захист від дебагу та відладчиків.

Висновок до розділу 3

У даному розділі проведено обґрунтування вибору програмного середовища та технологій для реалізації методу перфузійного аналізу медичних зображень. Детально описано використання мови програмування C# та платформи .NET, що забезпечують об'єктно-орієнтовану архітектуру, підтримку багатопотокових і асинхронних обчислень, а також інтеграцію з графічними інтерфейсами і зовнішніми бібліотеками для обробки DICOM-зображень. Для побудови інтерфейсу користувача обрано WPF, що дозволяє створювати масштабовані та інтерактивні графічні інтерфейси, забезпечує підтримку MVVM-патерну і інтеграцію з бібліотеками OpenTK та OxyPlot для апаратно-прискореної візуалізації та наукового графічного представлення результатів.

Для обробки медичних зображень застосовано бібліотеки fo-dicom, Math.NET та OxyPlot, що забезпечують завантаження, анонімізацію, математичну обробку та візуалізацію даних. Розроблені алгоритми перфузійного аналізу включають адаптивну фільтрацію сигналів, визначення меж першого проходження контрастної речовини, застосування комбінованого чисельного методу інтегрування, маскування ROI та використання гамма-корекції для підсилення слабо виражених ділянок.

Особливу увагу приділено захисту персональних даних та безпеці обробки інформації: всі операції виконуються локально на комп'ютері користувача, а DICOM-файли підлягають анонімізації. Для захисту програмного коду застосовано обфускацію, що ускладнює зворотний інжиніринг та несанкціоноване копіювання.

РОЗДІЛ 4

ІНФОРМАЦІЙНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ.

ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА МЕТОДИКА РОБОТИ

ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

У даному розділі представлено програмну реалізацію системи для проведення перфузійного аналізу на базі C# та WPF, описано архітектуру та модульну структуру, включаючи модулі завантаження DICOM-файлів, обробки даних, роботи з масками ROI, візуалізації та експорту результатів. Розглянуто діаграми класів, сценарії взаємодії користувача та алгоритми обчислень. Також наведено етапи інсталяції програмного забезпечення та демонстрацію основного функціоналу для роботи з медичними даними.

4.1. Архітектура програмної системи

Архітектура розробленої програмної системи базується на принципах модульності та чіткого розділення функцій між компонентами. Система реалізована на платформі .NET із використанням C# і WPF для побудови інтерфейсу користувача. Розроблена програмна система побудована з урахуванням принципів об'єктно-орієнтованого програмування та архітектурного патерну MVVM (Model-View-ViewModel). Це дозволяє відокремити логіку обробки даних та математичних розрахунків (Model) від інтерфейсу користувача (View), забезпечуючи легкість підтримки та масштабування проекту, а також інтеграцію з графічними компонентами WPF.

Основні модулі системи:

1. Модуль завантаження DICOM-файлів
 - Здійснює відкриття файлів DICOM та зчитування піксельних даних.
 - Формує часові ряди по зрізах і зберігає дані у масиви пікселів.

- Виконує попередню перевірку метаданих та контроль формату.
2. Модуль обробки даних та перфузійного аналізу
 - Виконує згладжування сигналу, обчислення середніх кривих по ROI.
 - Обчислює перфузійні параметри.
 - Використовує комбінований чисельний метод інтегрування AUC.
 3. Модуль роботи з масками ROI
 - Завантажує маски зони інтересу та накладає їх на обчислені карти.
 - Забезпечує ідентифікацію пікселів для точного розрахунку параметрів у зазначеній області.
 4. Модуль візуалізації
 - Виконує побудову графіків кривих концентрації/інтенсивності.
 - Візуалізація карт перфузії із застосуванням LUT-схеми Viridis та корекції гами.
 - Інтерактивне перемикання кадрів і зрізів.
 5. Модуль експорту
 - Виконує збереження перфузійних карт у форматі DICOM або інших зручних для користувача форматів.

На рис. 4.1 наведена Use-case діаграма, яка демонструє основні сценарії взаємодії користувача з програмою: завантаження DICOM-файлів, визначення ROI, запуск перфузійного аналізу, перегляд результатів та експорт карт.



Рисунок 4.1 - Use-case діаграма програмної системи

На рис. 4.2 наведена діаграма послідовності, що відображає послідовність обміну повідомленнями між компонентами системи для різних функцій, включаючи завантаження файлів та зміну параметрів обробки.

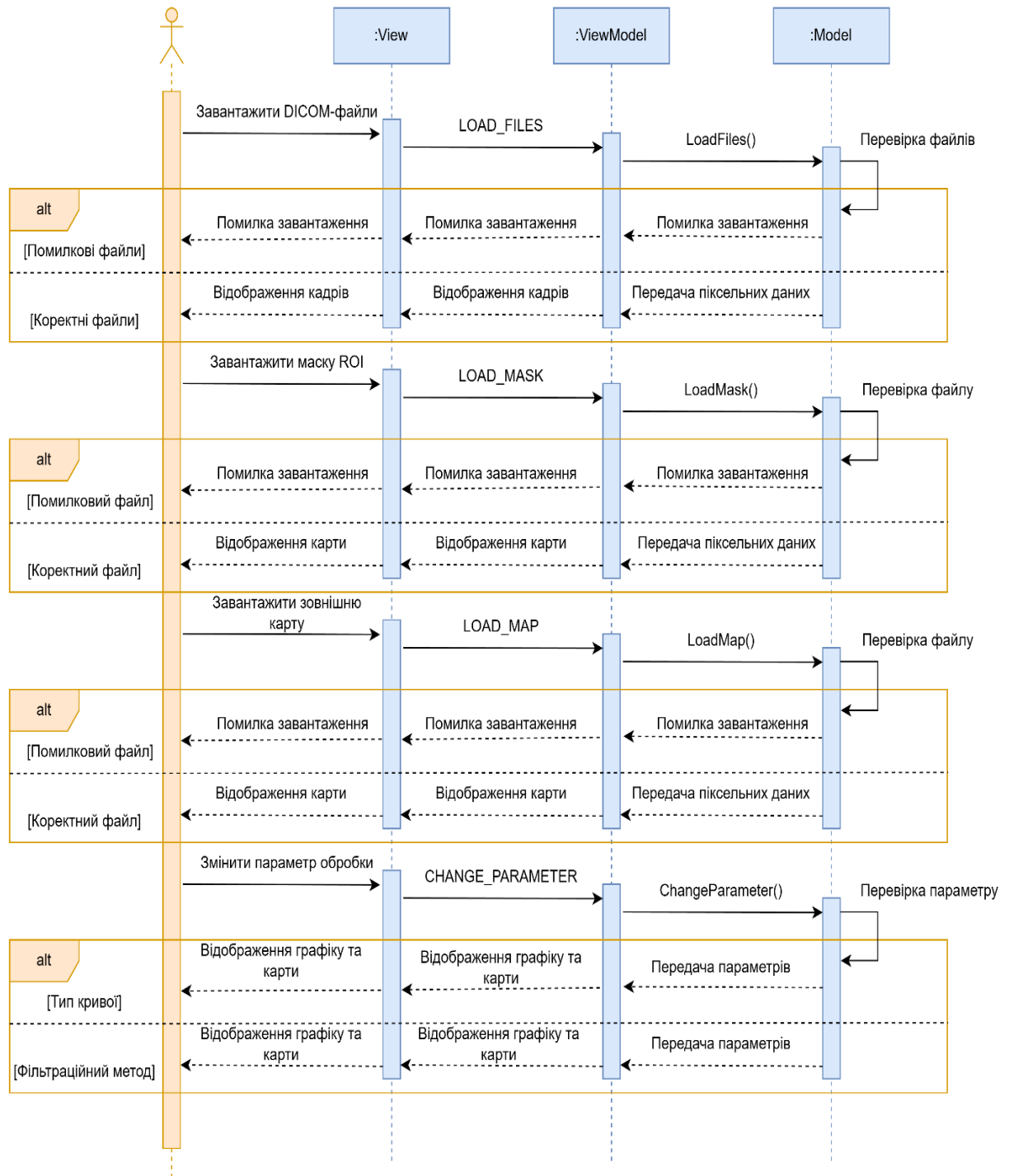


Рисунок 4.2 - Діаграма послідовності програмної системи

Загальний опис алгоритму проведення кількісних розрахунків зведеного оцінювання перфузії схематично зображено на рис. 4.3 у вигляді діаграми діяльності в нотації UML.

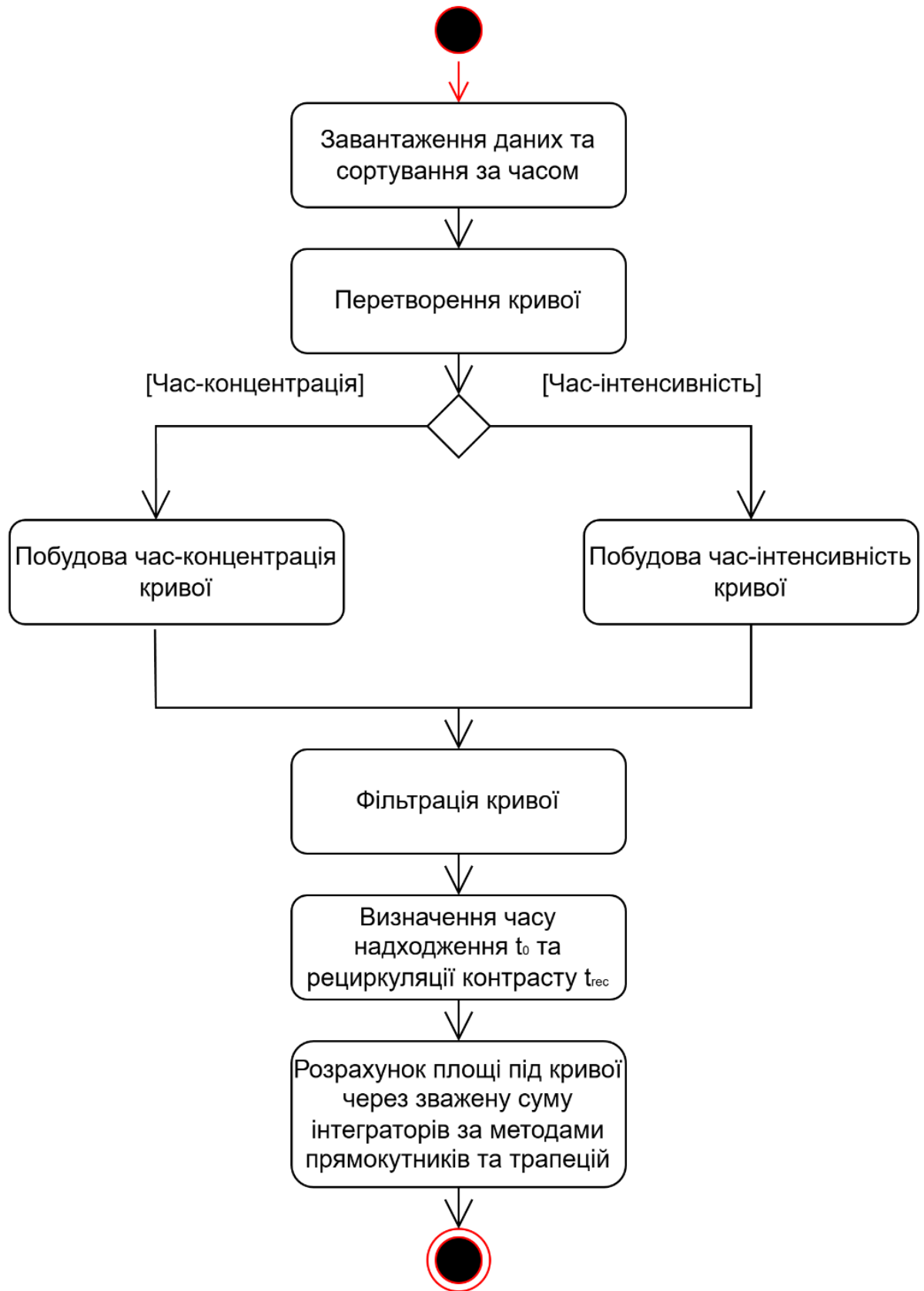


Рисунок 4.3 - Алгоритм проведення кількісних розрахунків зведеного оцінювання перфузії

4.2. Інсталяція програмного забезпечення

Програма постачається у вигляді готового каталогу з файлами проекту, включаючи скомпільовані бібліотеки (.dll) та виконуваний файл (.exe).

Етапи інсталяції:

1. Копіювання файлів проекту: користувач отримує каталог з усіма необхідними файлами проекту. Для роботи достатньо зберегти каталог на локальному диску.
2. Запуск програми: виконуваний файл програми (*.exe) запускається подвійним кліком. Якщо на комп'ютері відсутні необхідні бібліотеки .NET, система запропонує встановити їх із офіційного сайту Microsoft.
3. Налаштування доступу до файлів: для коректної роботи програми необхідно мати доступ до папки, де зберігаються DICOM-файли для аналізу. Програма не потребує мережевого підключення або зовнішніх баз даних – усі обчислення виконуються локально.
4. Перевірка працездатності: після запуску відкривається головне вікно програми з повідомленням «Очікування завантаження DICOM-файлів». Доступні функції перегляду кадрів та запуску перфузійного аналізу.

4.3. Сценарії програмної системи

4.3.1 Завантаження та перегляд DICOM-файлів

При запуску програма перебуває у стані очікування вхідних даних. Усі основні елементи взаємодії (візуалізація кадрів, навігація, обробка) є неактивними до моменту завантаження серії DICOM-файлів. У центрі інтерфейсу користувач бачить кнопку «Вибрати файли DICOM», а також інформаційне повідомлення зі статусом «Завантажте файли» (рис. 4.4).

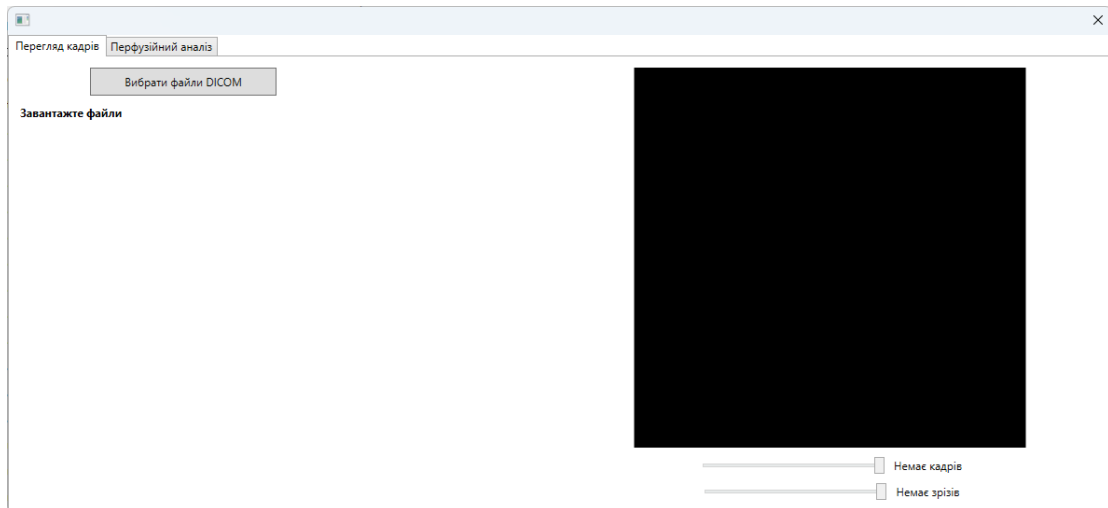


Рисунок 4.4 – Початкове вікно програми перед завантаженням серії

Для завантаження даних користувач натискає кнопку «Вибрати файли DICOM», після чого відкривається стандартне вікно вибору файлів. Можна обрати одну або декілька DICOM-серій (кілька .dcm файлів), які будуть використані для подальшої обробки (рис. 4.5).

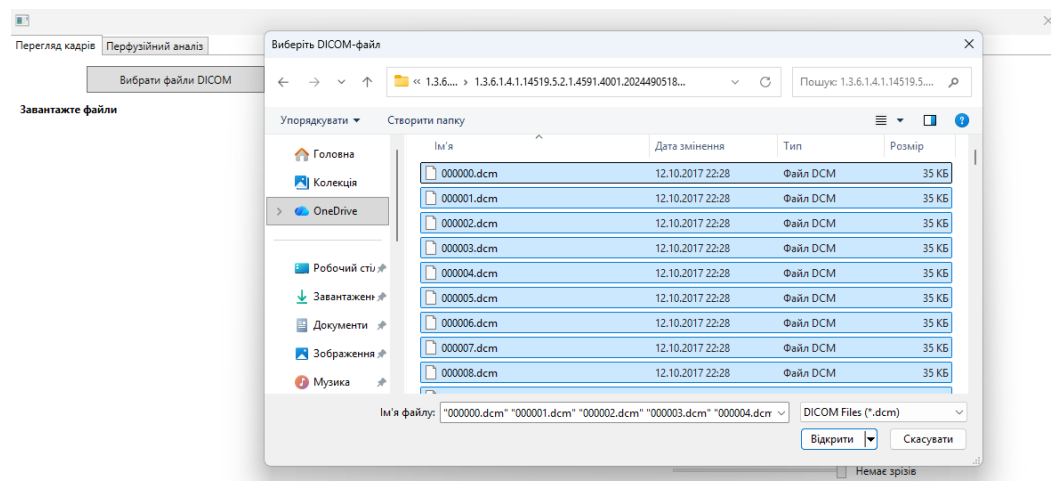


Рисунок 4.5 – Вікно вибору та завантаження серії

Після підтвердження вибору, програма виконує:

1. Зчитування піксельних даних із файлів;
2. Об'єднання кадрів у часові ряди (по зрізах);
3. Побудову первинної структури зображень у пам'яті;
4. Обчислення масиву часових міток на основі DICOM-метаданих.

У разі успішного завантаження на екрані відображається повідомлення «Завантажено файлів: N», де N – кількість опрацьованих зображень. Також відображається актуальний номер кадру, індекс зрізу, а також часовий момент конкретного зображення (рис. 4.6).

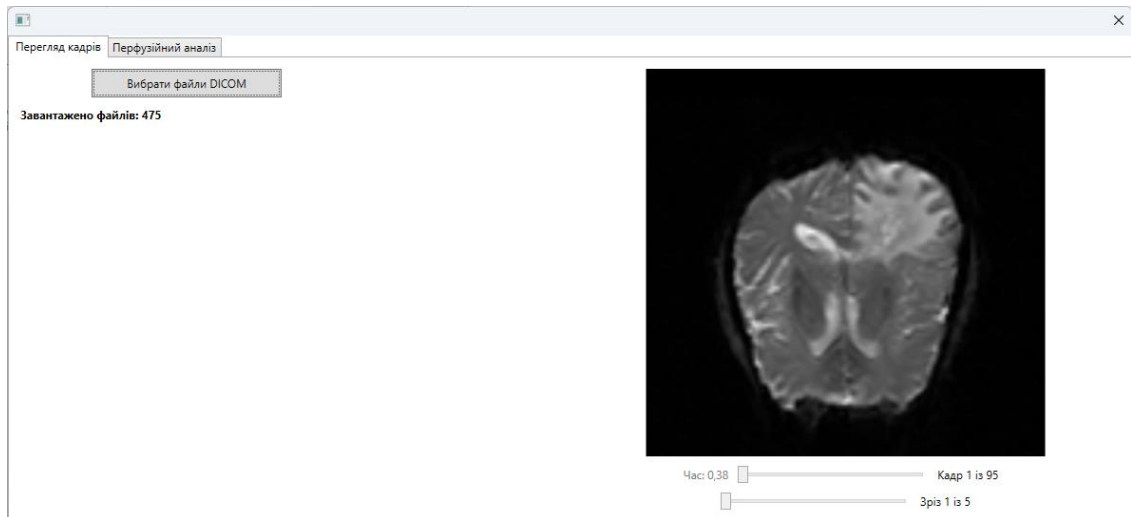


Рисунок 4.6 – Початкове вікно програми після завантаження серії

Переглядати часові кадри в межах одного зрізу можливо за допомогою спеціального повзунка (рис. 4.7).

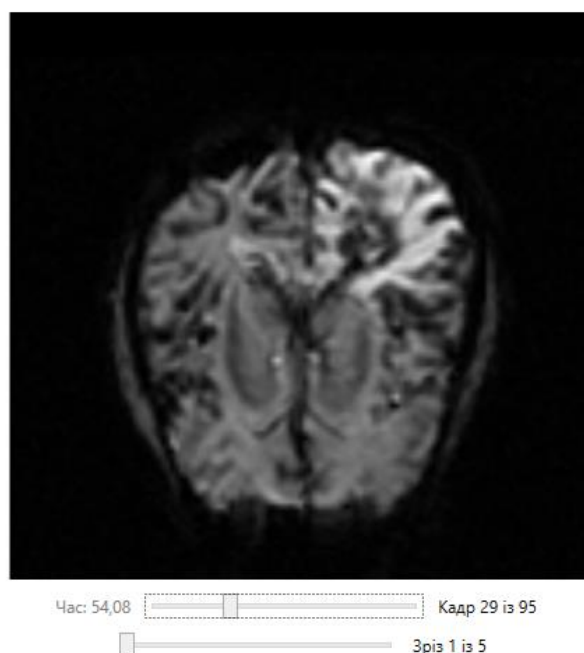


Рисунок 4.7 – Перемикання кадру в межах зрізу

Аналогічно за допомогою повзунка нижче можна перемикатись між різними просторовими зрізами (рис. 4.8).

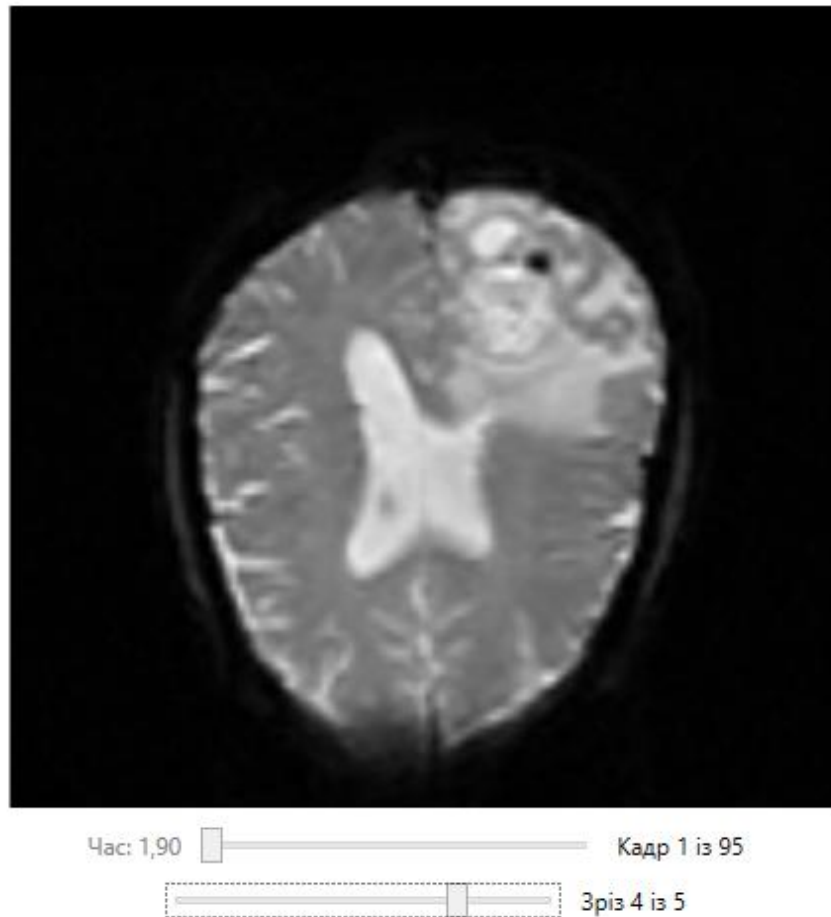


Рисунок 4.8 – Перемикання зрізу

Цей функціонал є підготовчим етапом до побудови кривих та подальшого аналізу перфузійних характеристик.

4.3.2 Запуск перфузійного аналізу

Після завантаження та перегляду DICOM-файлів користувач може перейти до запуску перфузійного аналізу.

Цей функціонал реалізований у вигляді окремої вкладки інтерфейсу «Перфузійний аналіз», доступної через верхню панель навігації (рис. 4.9).

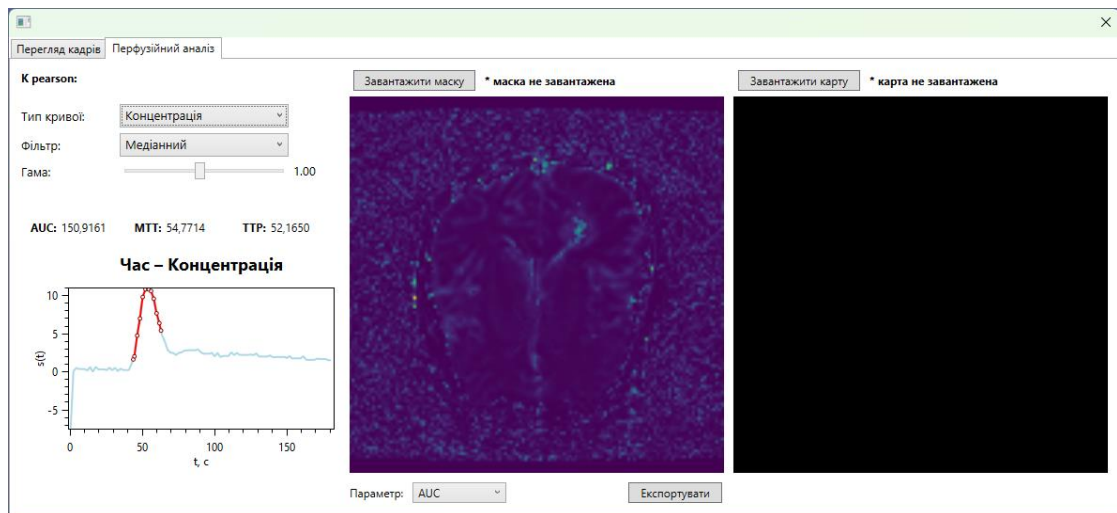


Рисунок 4.9 – Початковий вигляд вкладки «Перфузійний аналіз»

У даній вкладці користувач може:

1. Вибрати тип вхідної кривої за допомогою випадаючого списку;
2. Вказати бажаний фільтр попередньої обробки сигналу;
3. Налаштувати параметри відображення, зокрема значення гамма-корекції для кращої візуалізації карт.

Вигляд меню налаштувань показано на рис. 4.10.

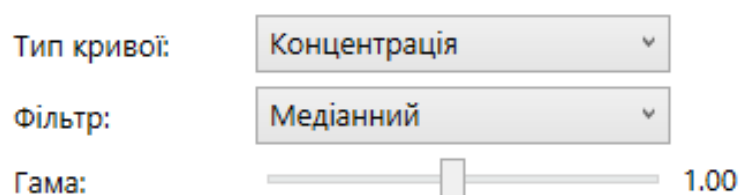


Рисунок 4.10 – Вигляд меню налаштувань

Після завантаження кадрів запускається алгоритм перфузійного аналізу, який виконує:

1. Формування усередненої кривої сигналу на основі пікселів у завантажених масці;
2. Застосування вибраного фільтра до кривої;

3. Обчислення таких параметрів, як AUC, MTT, TTP;
4. Побудову візуальної кривої на графіку.

Вигляд меню візуалізації показано на рис. 4.11.

AUC: 150,9161 MTT: 54,7714 TTP: 52,1650

Час – Концентрація

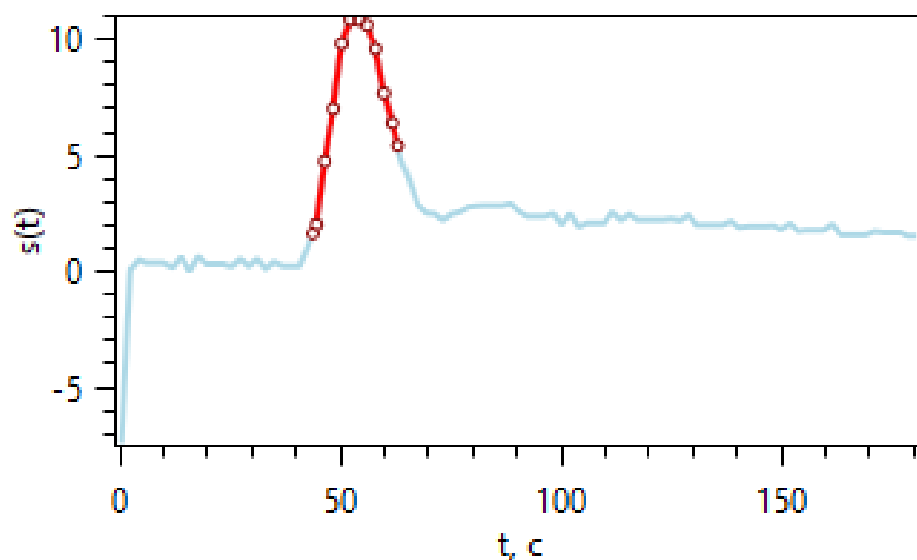


Рисунок 4.11 – Вигляд меню візуалізації

Після побудови графіка відображається загальна крива, яка відповідає повному сигналу, який аналізується. Для кращої візуалізації розрахунків окремо червоним кольором виділяється ділянка кривої, яка використовується для розрахунків перфузійних параметрів. Ця ділянка формується шляхом автоматичного визначення моменту входження контрасту та відсікання етапу рециркуляції, що дозволяє підвищити точність обчислень.

Користувач може змінювати параметри (тип кривої або фільтр) та автоматично запускати аналіз для порівняння результатів. Це дозволяє досліджувати вплив різних підходів до згладжування сигналу на якість та точність перфузійних карт.

4.3.3 Завантаження маски зони інтересу

Одним із ключових етапів перфузійного аналізу є визначення ROI, яка вказує область зображення, по якій будуть проводитись подальші обчислення. У реалізованому програмному забезпеченні цей процес здійснюється шляхом завантаження готової маски, що зберігається у вигляді окремого файлу (у форматі .bin, .txt). Для завантаження маски користувач натискає на кнопку «Завантажити маску», після чого відкривається стандартне діалогове вікно вибору файлу (рис. 4.12).

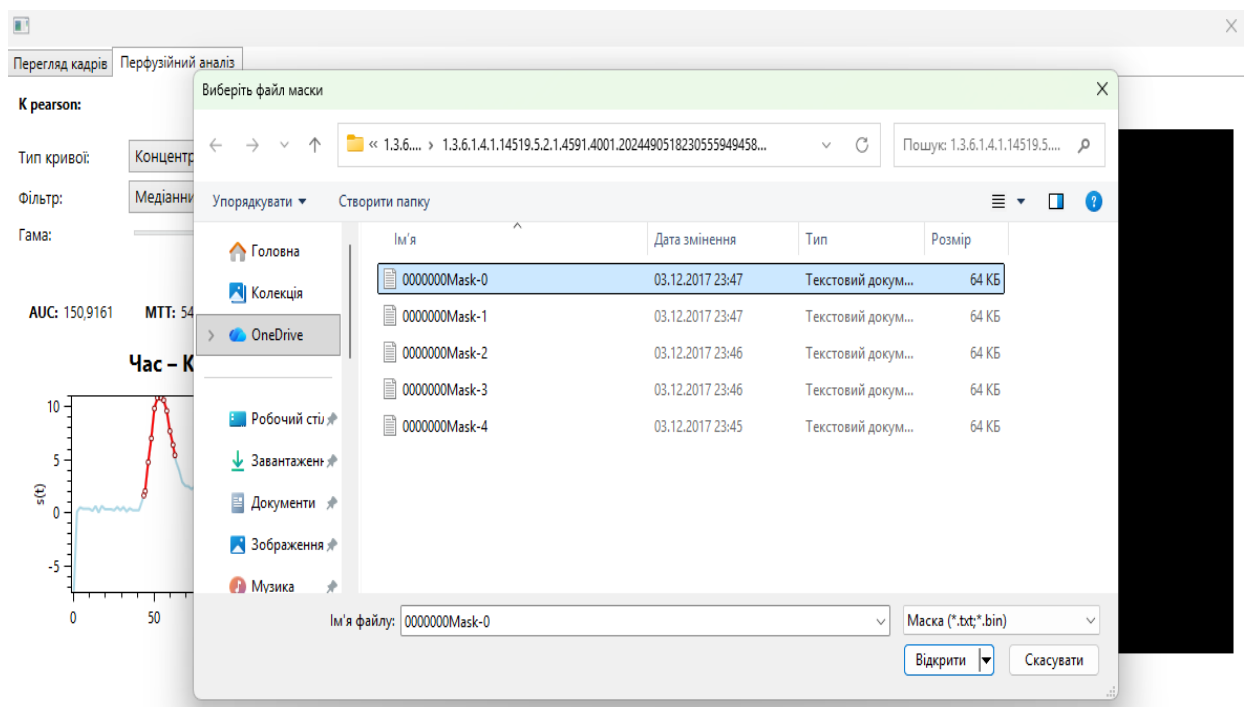


Рисунок 4.12 – Вікно вибору та завантаження маски

Після вибору файлу маски:

1. Відображається назва обраного файлу;
2. Маска накладається на побудовану карту;
3. Візуально відображається відповідна зона на карті перфузії.

Вигляд карти після завантаження маски показано на рис. 4.13.

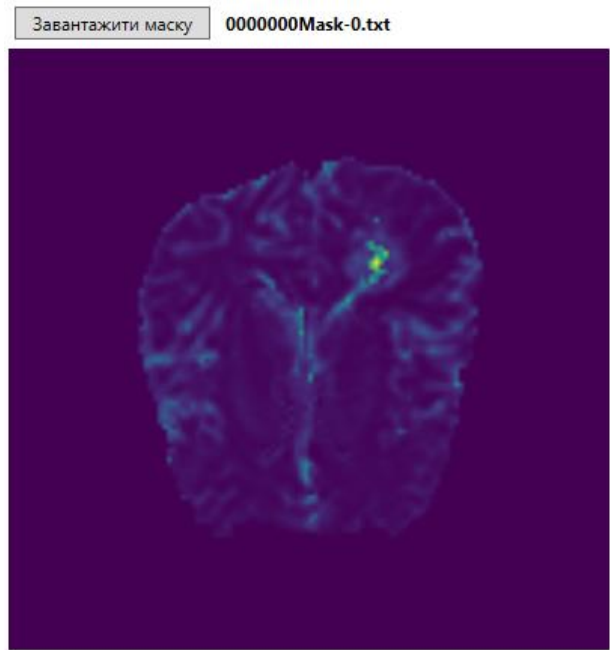


Рисунок 4.13 – Вигляд карти після завантаження маски

4.3.4 Завантаження зовнішньої (еталонної) карти

Для проведення якісного порівняльного аналізу результатів перфузійного дослідження використовуються зовнішні (еталонні) карти, які найчастіше зберігаються у форматі DICOM.

Для завантаження зовнішньої карти користувач натискає на кнопку «Завантажити карту», після чого відкривається стандартне діалогове вікно вибору файлу (рис. 4.14).

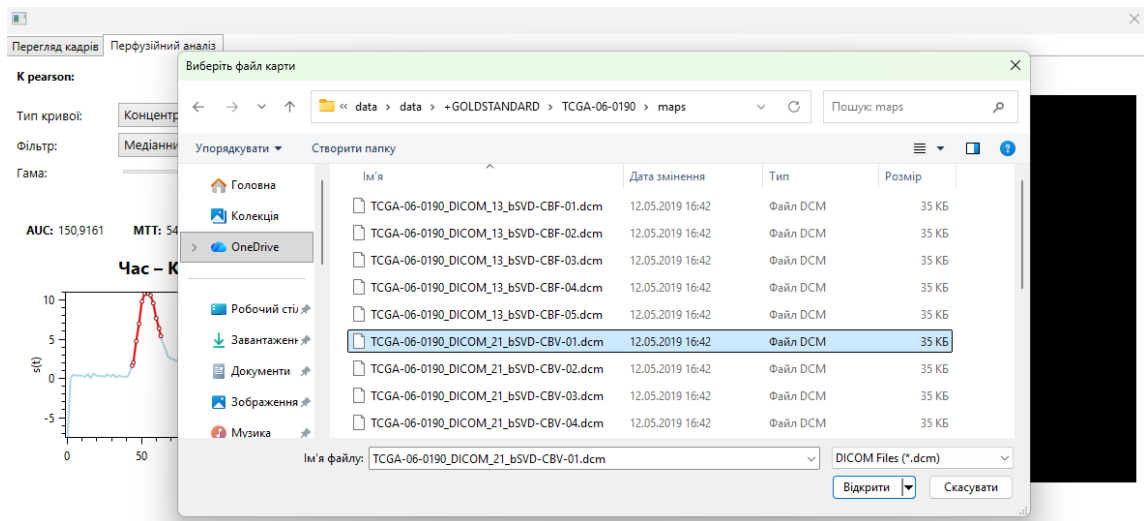


Рисунок 4.14 – Вікно вибору та завантаження зовнішньої карти

Після завантаження програма автоматично розпізнає структуру DICOM-файлів, імпортує та обробляє їх, перетворюючи у внутрішній формат для подальшої роботи. Завантажена карта візуалізується поряд з картою, обчисленою власним алгоритмом перфузійного аналізу (рис. 4.15).

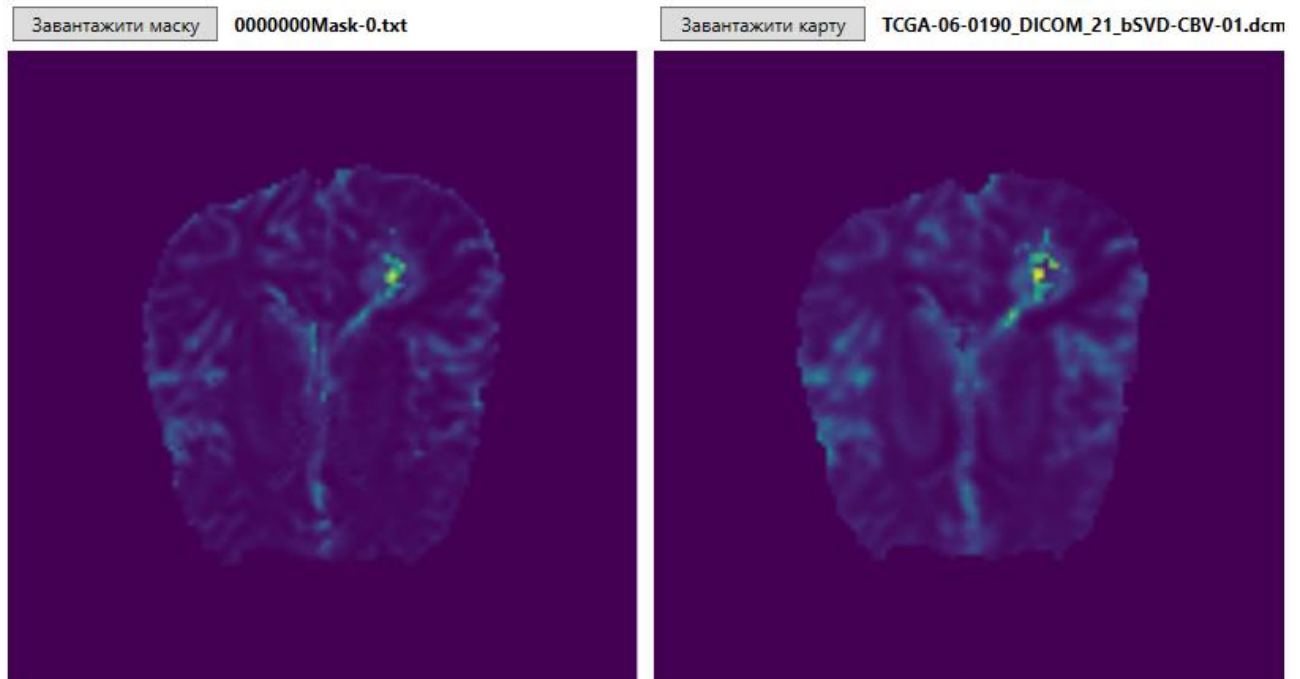


Рисунок 4.15 – Обчислена карта і завантажена еталонна карта

4.3.5 Візуалізація карт

Візуалізація карт є окремим етапом і не впливає на самі розрахунки – обчислення параметрів виконується безпосередньо на основі оригінальних зображень. Для покращення інтерпретації результатів, зображення виводяться з використанням кольорового кодування.

У реалізованому програмному забезпеченні візуалізація здійснюється за допомогою LUT-схеми Viridis – однієї з найбільш інформативних та візуально приємних шкал, яка забезпечує монотонне, контрастне і сприйнятливие для людського зору відображення значень.

Для додаткового покращення сприйняття карти реалізована можливість зміни параметру гама-корекції. Зміна значення гама дозволяє підкреслити або приглушити контрастність на певних ділянках зображення, що є

корисним при аналізі зображень з низькою динамікою або при візуальному порівнянні результатів.

Користувач може змінювати значення гами за допомогою відповідного повзунка в меню налаштувань. За замовчуванням встановлено значення $\gamma = 1.0$, яке відповідає лінійному відображенню значень.

Візуалізацію карти з низьким значенням гами ($\gamma = 0.2$) приведено на рис. 4.16.

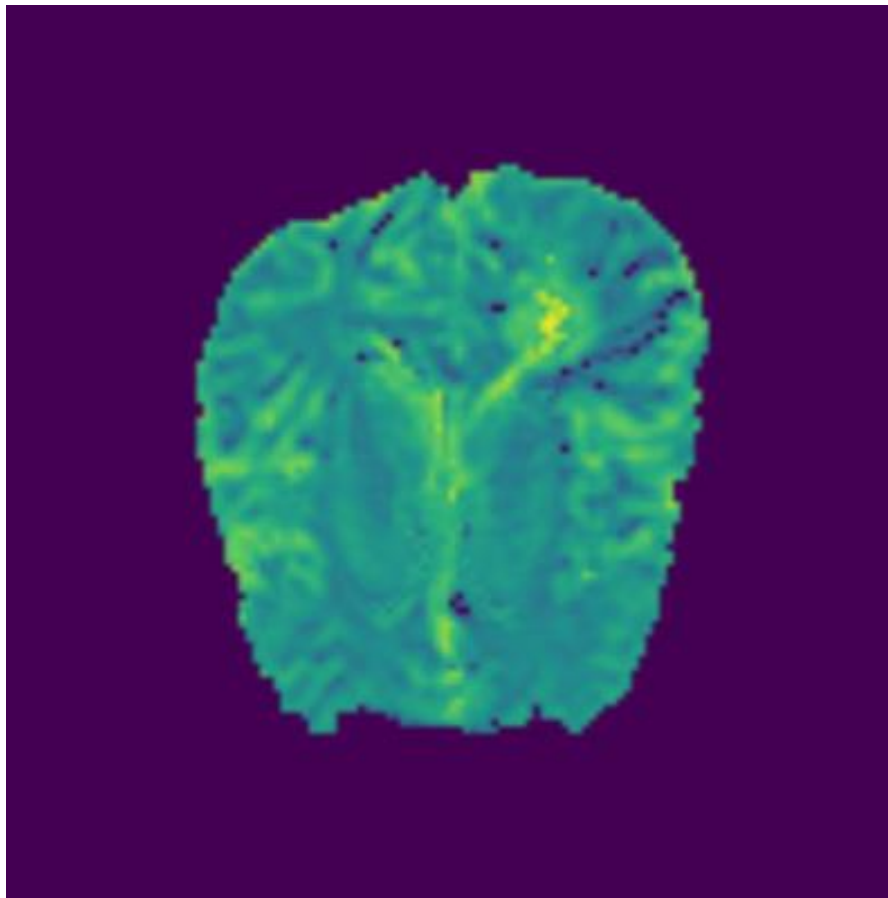


Рисунок 4.16 – Візуалізація карти з низьким значенням гами ($\gamma = 0.2$)

Візуалізацію карти з високим значенням гами ($\gamma = 1.8$) приведено на рис. 4.17.

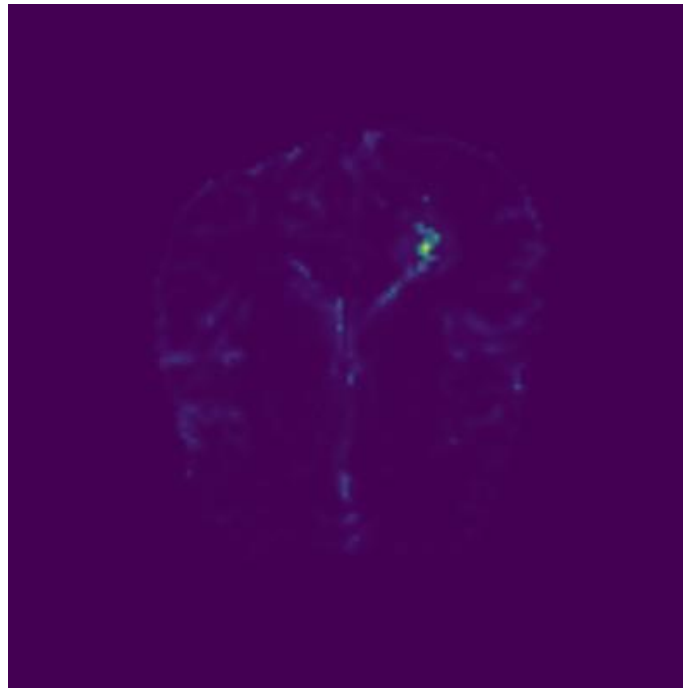


Рисунок 4.17 – Візуалізація карти з високим значенням гами ($\gamma = 1.8$)

Зменшення гами призводить до збільшення яскравості темних ділянок зображення, у той час як підвищення гами посилює контрастність у світлих зонах. Такий підхід дозволяє адаптувати відображення результатів під специфіку конкретних даних.

4.3.6 Встановлення параметрів обробки

Після успішного завантаження розрахованої перфузійної карти та відповідної маски ROI, система виконує автоматичне порівняння з еталонною картою. Основним критерієм порівняння є коефіцієнт кореляції Пірсона (K Pearson), який обчислюється для пікселів, що потрапляють до області інтересу. Значення кореляції відображається у верхній частині лівої панелі налаштувань (рис. 4.18).

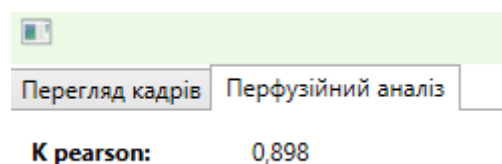


Рисунок 4.18 – Відображення значення коефіцієнта кореляції після завантаження карти та маски

Коефіцієнт Пірсона дозволяє об'єктивно оцінити ступінь подібності між побудованою картою та еталонною. Значення, близьке до 1, свідчить про високий рівень відповідності, тоді як менші значення вказують на потенційне розходження в структурі чи розподілі інтенсивностей.

Для дослідження впливу налаштувань на результат аналізу користувач може змінювати тип кривої та тип фільтрації.

Доступними типами кривої є побудова по інтенсивності, які використовуються початкові значення сигналу з DICOM-файлів, та по концентрації, де сигнал трансформується у криву концентрації контрастної речовини (рис. 4.19).

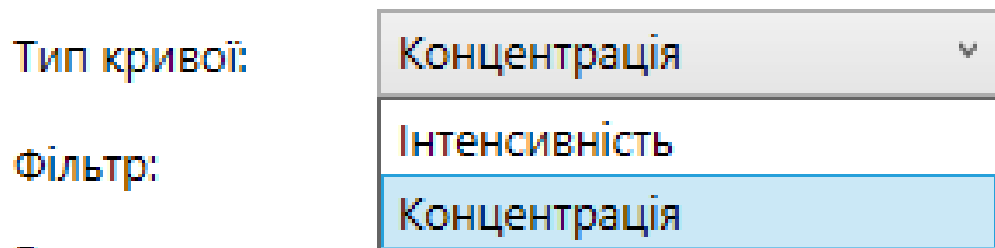


Рисунок 4.19 – Доступний для вибору тип кривої

Доступними типами фільтрації є медіанний фільтр, гаусів фільтр, рухоме середнє та відсутність фільтрації (рис. 4.20).

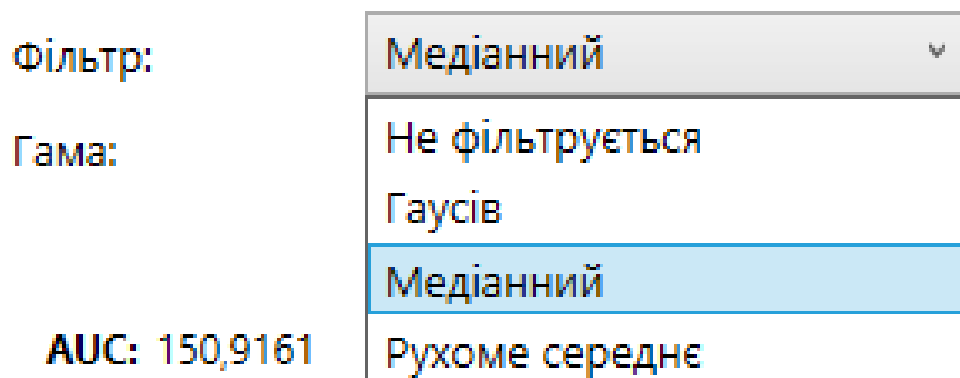


Рисунок 4.20 – Доступний для вибору фільтр

Параметр візуалізації (гамма-корекція) – дозволяє адаптувати яскравість та контрастність зображення карти, не впливаючи на чисельні результати аналізу.

Після кожної зміни параметрів перфузійний аналіз виконується повторно. На графіку в нижній частині панелі відображається відповідна крива, а карта у вікні візуалізації оновлюється. Одночасно перераховується і значення коефіцієнта кореляції, що дозволяє оцінити вплив кожної зміни на відповідність еталонному зображенню.

Проведемо перфузійний аналіз для типу кривої «концентрація» без застосування попередньої фільтрації сигналу. Такий підхід дозволяє оцінити вихідну форму концентраційної кривої, без впливу згладжувальних операцій (рис. 4.21).

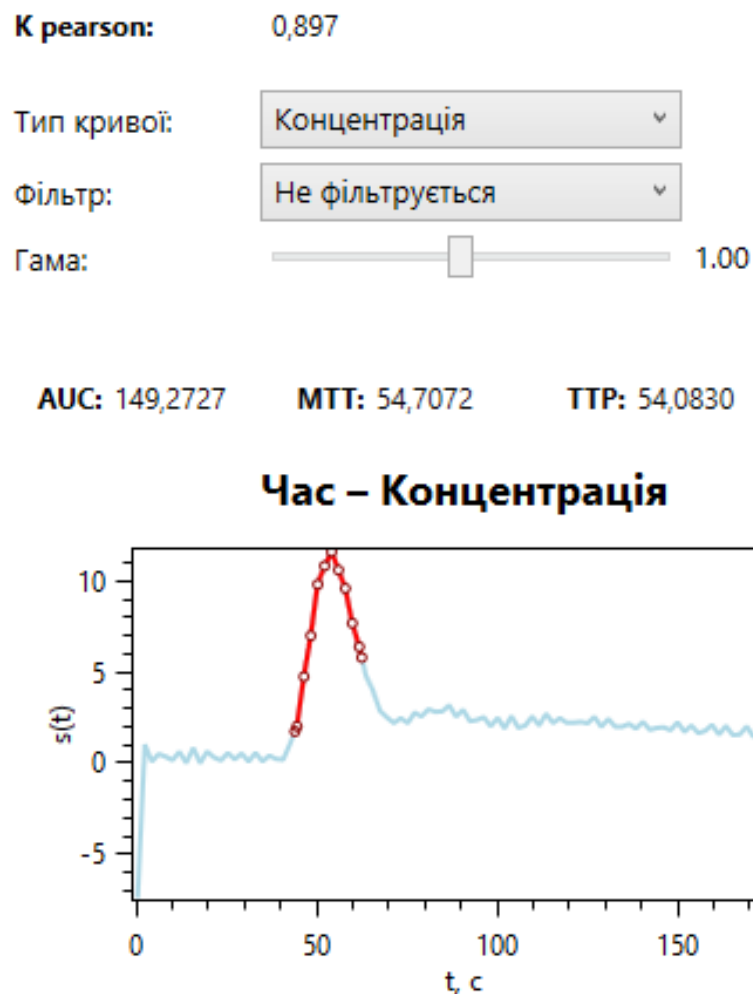
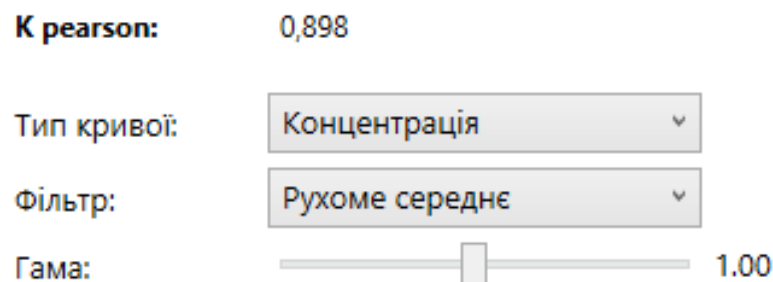


Рисунок 4.21 – Результат для кривої концентрації без фільтрації

При відсутності фільтрації крива містить шум, при цьому чисельне значення коефіцієнта кореляції з еталонною картою залишалося на задовільному рівні $K_{\text{pearson}} = 0.897$, що свідчить про доволі високу відповідність еталонній карті.

Для зниження шуму та стабілізації обчислень перфузійних параметрів додамо фільтрацію за допомогою рухомого середнього (рис. 4.22).



AUC: 151,7490 **MTT:** 54,6743 **TPR:** 54,0830

Час – Концентрація

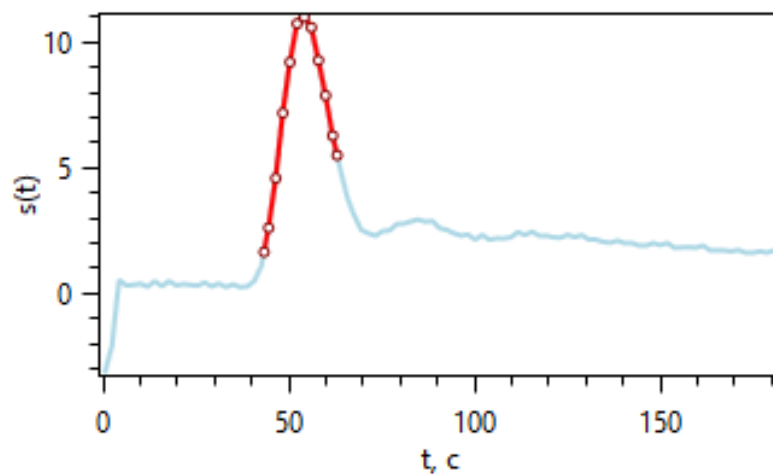


Рисунок 4.22 – Результат для кривої концентрації із застосуванням фільтрації

Після застосування фільтрації сигнал став більш згладженим, також це дозволило підвищити значення коефіцієнта кореляції до $K_{\text{pearson}} = 0.898$.

Для оцінки впливу вибору типу кривої оберемо тип кривої за інтенсивністю. У цьому випадку побудова кривої базується на вихідних значеннях сигналу, без перетворення у концентрацію (рис. 4.23).

K pearson: 0,825

Тип кривої: Інтенсивність ▾

Фільтр: Не фільтрується ▾

Гама: 1.00

AUC: 2184,6697 **MTT:** 54,7705 **TTP:** 54,0830

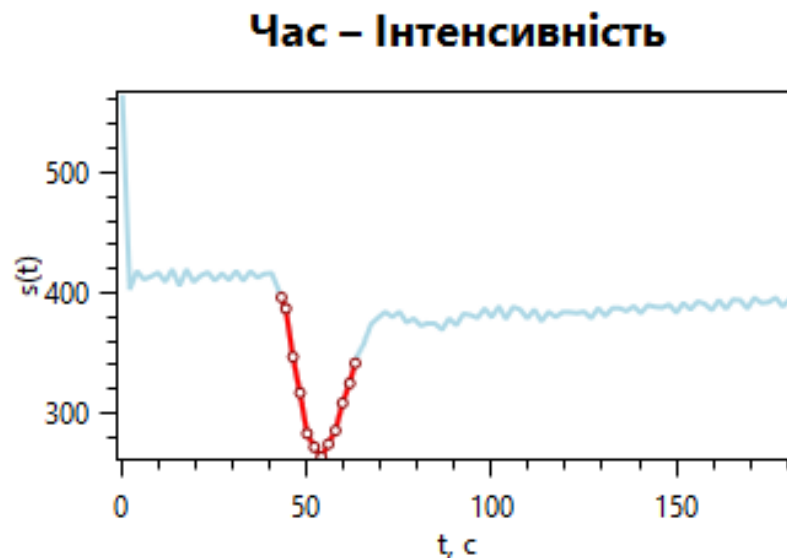


Рисунок 4.23 – Результат для кривої інтенсивності без фільтрації

Отриманий сигнал характеризується високим рівнем шуму, порівняно з концентраційним підходом. Значення коефіцієнта кореляції знижується до $K_{\text{Pearson}} = 0.825$, що вказує на слабшу відповідність з еталонною картою.

4.3.7 Експорт карти

Після завершення перфузійного аналізу та формування відповідної карти можливо виконати експорт отриманого зображення для подальшого використання або архівації. Цей функціонал реалізовано у вигляді кнопки «Експортувати», розташованої у нижній частині інтерфейсу правого блоку

вікна програми. Після натискання відкривається стандартне вікно збереження файлу, в якому користувач обирає назву та місце збереження (рис. 4.24).

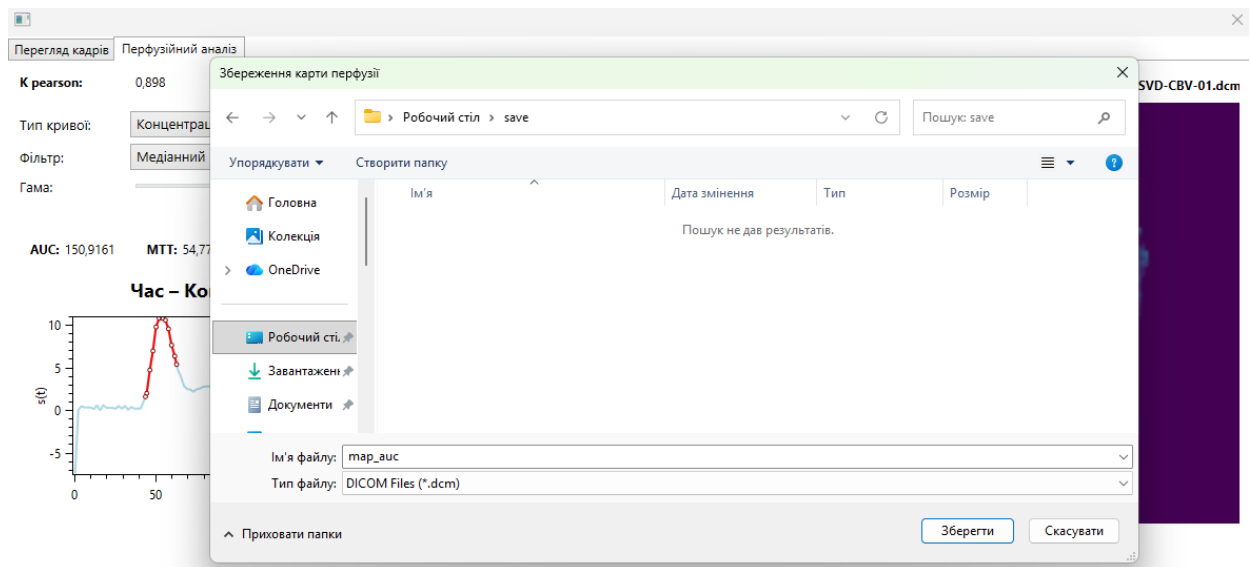


Рисунок 4.24 – Збереження карти після перфузійного аналізу

Після підтвердження, поточна перфузійна карта конвертується у формат DICOM з використанням відповідної службової функції, та зберігається у вибране місце. Збережений файл може бути використаний для подальшої обробки, архівування або імпорту у сторонні медичні системи, що підтримують формат DICOM.

Висновок до розділу 4

Під час практичної частини роботи розроблено модель програмної системи для перфузійного аналізу медичних зображень. Система забезпечує завантаження та перегляд DICOM-файлів, обробку сигналів із вибором типу вхідної кривої та застосуванням різних методів фільтрації, а також послідовне налаштування параметрів аналізу та візуалізацію результатів. Інсталяція ПЗ спрощена до копіювання каталогу з файлами проекту та запуску виконуваного файлу, без потреби у мережевому підключенні або

зовнішніх базах даних. Архітектура системи, побудована за принципами модульності та патерну MVVM, забезпечує легкість масштабування, підтримку коду та інтеграцію з графічними компонентами WPF. Діаграми класів, послідовності та діяльності наочно демонструють структуру системи, взаємодію компонентів та алгоритм проведення перфузійного аналізу.

РОЗДІЛ 5

АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ

У даному розділі проведено аналіз результатів перфузійного аналізу з використанням різних методів фільтрації та типів вхідних кривих. Проведено кореляційний аналіз з еталонними перфузійними картами для різних налаштувань параметрів фільтрів, оцінено середні, мінімальні, максимальні значення та стандартне відхилення коефіцієнта кореляції Пірсона. Показано вплив сильної фільтрації на точність відтворення перфузійних параметрів та визначено оптимальні налаштування для забезпечення високої точності і стабільності результатів.

5.1. Аналіз результатів

Для дослідження впливу параметрів фільтрації на точність розрахунку перфузійних карт проведено дослідження із трьома наборами налаштувань фільтрів, де обрано два типи вхідних кривих – концентрацію та інтенсивність – та чотири методи попередньої обробки сигналу: без фільтрації, Гаусів фільтр, медіанний фільтр та рухоме середнє із заданими невисокими значеннями параметрів фільтрації $r = 1$, $\sigma = 1$ та із підвищеними значеннями параметрів фільтрації $r = 3$, $\sigma = 2$.

Для оцінки впливу вибору типу вхідного сигналу та параметрів фільтрації на точність розрахунку зведених перфузійних параметрів було проведено кореляційний аналіз між отриманими картами AUC та еталонними перфузійними картами, побудованими методом деконволюції із використанням блочно-циркулянтного сингулярного розкладу. Для кожної комбінації (тип кривої, метод фільтрації, рівень параметрів) обчислювався коефіцієнт кореляції Пірсона.

Кореляційний аналіз проводився за двостороннім варіантом критерію Пірсона з рівнем значущості 0.01. У всіх експериментах отримані значення

коефіцієнтів кореляції виявилися статистично значущими ($p < 2 \cdot 10^{-16}$), що свідчить про наявність істотного лінійного зв'язку між розрахованими картами AUC та еталонними значеннями перфузійних параметрів.

Для двох основних сценаріїв – слабкої та сильної фільтрації – було побудовано окремі вибірки кореляційних коефіцієнтів.

Результати кореляційного аналізу наведені в табл. 5.1.

Таблиця 5.1 – Кореляційний аналіз залежності розрахованих значень зведених параметрів перфузії від еталонних значень

	Слабка фільтрація	Сильна фільтрація	Без фільтрації
$AUC_{TIC, \text{gauss}}$	0.765 ± 0.095 [0.607; 0.903]	0.746 ± 0.104 [0.573; 0.887]	0.755 ± 0.100 [0.582; 0.882]
$AUC_{TIC, \text{med}}$	0.761 ± 0.097 [0.580; 0.897]	0.724 ± 0.111 [0.535; 0.874]	
$AUC_{TIC, \text{MA}}$	0.764 ± 0.095 [0.605; 0.902]	0.740 ± 0.106 [0.556; 0.879]	
$AUC_{TCC, \text{gauss}}$	0.683 ± 0.125 [0.482; 0.842]	0.647 ± 0.133 [0.448; 0.832]	0.685 ± 0.118 [0.498; 0.836]
$AUC_{TCC, \text{med}}$	0.678 ± 0.127 [0.476; 0.839]	0.634 ± 0.138 [0.431; 0.825]	
$AUC_{TCC, \text{MA}}$	0.680 ± 0.126 [0.476; 0.839]	0.636 ± 0.137 [0.440; 0.834]	

На рис. 5.1. наведено порівняння середніх значень кореляції для різних комбінацій.

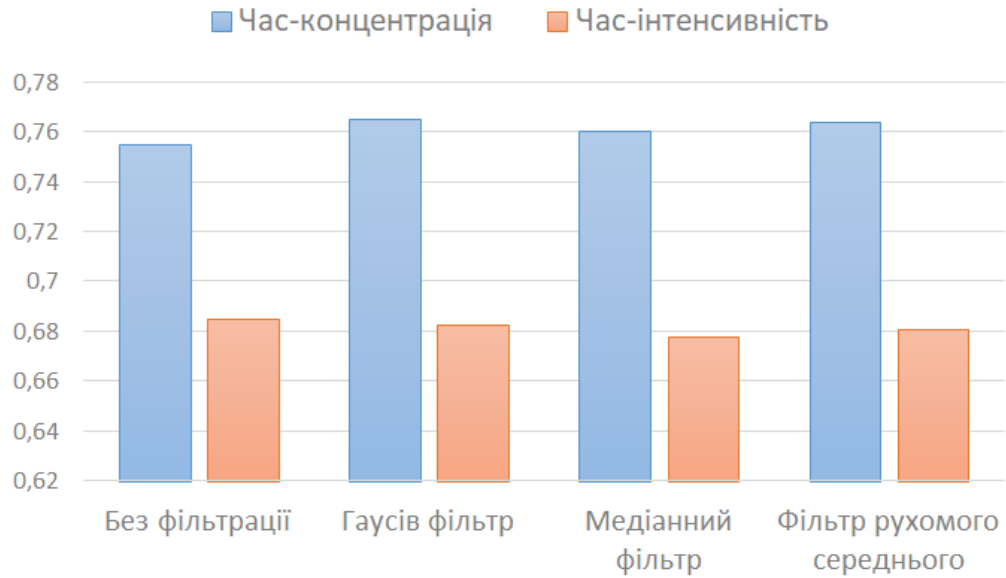


Рисунок 5.1 - Порівняння кореляції для різних типів вхідних кривих та різних методів фільтрації

На рис. 5.2. показано зміну середніх значень коефіцієнта кореляції при різних параметрах фільтрації.

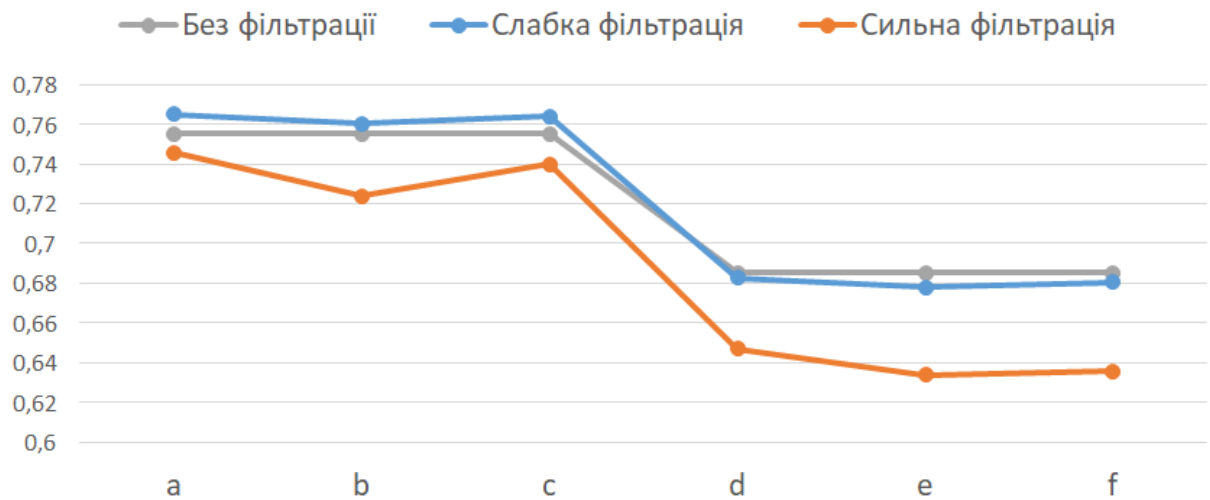


Рисунок 5.2 - Порівняння кореляції при різних параметрах фільтрації: а – ТСС, Гаусів фільтр; b – ТСС, медіанний фільтр; c – ТСС, фільтр рухомого середнього; d – ТІС, Гаусів фільтр; e – ТІС, медіанний фільтр; f – ТІС, фільтр рухомого середнього

Проведений аналіз показав, що використання кривої концентрації забезпечує вищу кореляцію з еталонними картами порівняно з кривою

інтенсивності. Зокрема, середній коефіцієнт кореляції для кривої концентрації становив 0.755–0.765, тоді як для кривої інтенсивності – 0.635–0.685.

Застосування помірної фільтрації ($r = 1$, $\sigma = 1$) для концентраційної кривої підвищило значення кореляції до з 0.755 до 0.761–0.765, тоді як для кривої інтенсивності спостерігалось незначне зниження до 0.685 до 0.678–0.683. Це свідчить про відносну стійкість кривої концентрації до вибору типу фільтра, тоді як крива інтенсивності є більш чутливою до змін у попередній обробці.

При сильнішій фільтрації ($r = 3$, $\sigma = 2$) середня кореляція для кривої концентрації знизилася до 0.724–0.746, а для кривої інтенсивності – до 0.634–0.647. Найбільш виражене зниження мінімальних значень кореляції (до 0.431–0.448 для кривої-інтенсивності та 0.535–0.573 для кривої-концентрації) спостерігалось при сильній фільтрації, що підтверджує негативний вплив надмірного згладження на локальні особливості сигналу.

Серед трьох розглянутих методів фільтрації – Гаусів, медіанний та рухоме середнє – найкращі результати для кривих концентрації показав Гаусів фільтр, забезпечуючи вищі середні значення кореляції (0.765 для кривої концентрації та 0.683 для кривої інтенсивності) порівняно з медіанним та рухомим середнім.

Висновок до розділу 5

Аналіз результатів показав, що використання кривої концентрації як вхідного сигналу забезпечує вищу кореляцію з еталонними перфузійними картами порівняно з кривою інтенсивності, незалежно від методу фільтрації. Надмірна фільтрація знижує точність, особливо для кривої інтенсивності, тоді як для кривої концентрації вплив жорсткішої обробки менш критичний.

Серед застосованих методів фільтрації Гаусів фільтр демонструє найкращу точність, забезпечуючи найвищі середні значення кореляції як при

слабкому (до 0.765 ± 0.095), так і при сильному згладженні (до 0.746 ± 0.104), що перевищує результати медіанного та фільтра рухомого середнього.

Оптимальною конфігурацією є використання кривої концентрації з помірною фільтрацією, що забезпечує максимальну точність та стабільність результатів.

РОЗДІЛ 6

СТАРТАП-ПРОЄКТ ЗА ТЕМОЮ МАГІСТЕРСЬКОГО ДОСЛІДЖЕННЯ

У даному розділі розглядаються основні аспекти стартап-проєкту, присвяченого розробці програмного забезпечення для автоматизованого аналізу перфузійних даних МРТ. Представлено детальний опис продукту, його функціоналу та застосовуваних технологій, проведено аналіз конкурентного середовища та визначено цільовий сегмент ринку. Розглянуто ключові ресурси та партнери, оцінені витрати на реалізацію проєкту, наведено фінансовий план і перспективи прибутковості, практична цінність розробленого рішення, можливості його комерціалізації та значення для медичних установ і спеціалістів у сфері перфузійної МРТ.

6.1. ПБ (команда)

Алхімова Світлана Миколаївна

Лобунько Дмитро Олександрович

6.2. Назва проєкту

Аналіз розрахунку зведених перфузійних параметрів за даними перфузійної томографії.

6.3. Короткий опис проєкту

Розроблений програмний комплекс для обробки даних перфузійної МРТ спрямований на вдосконалення етапів попередньої обробки сигналу, обчислення зведених перфузійних характеристик та підвищення точності

побудови перфузійних карт. На відміну від більшості існуючих рішень, система акцентує увагу на оптимізації фільтрації, коректному перетворенні сигналу інтенсивності у криву концентрації та стабільному чисельному інтегруванні метрик AUC, MTT, TTP та інших параметрів першого проходу контрасту.

Сильні сторони проекту за темою "Аналіз розрахунку зведених перфузійних параметрів за даними перфузійної томографії" можуть включати наступні аспекти:

- Покращена попередня обробка сигналу: програма дозволяє застосовувати різні методи фільтрації (рухоме середнє, медіанний, Гаусів фільтр) із контрольованим параметризованим рівнем згладжування, що мінімізує шум, але не спотворює форму кривої першого проходу. Це особливо важливо для точного визначення TTP, AUC, ширини піку та похідних характеристик.
- Коректне формування кривої концентрації: система автоматично розраховує концентраційну криву з урахуванням параметра TE, коректного визначення базового рівня S0 та вибраної кількості передконтрастних кадрів, що дозволяє суттєво підвищити відповідність отриманих параметрів фізичній моделі перфузії.
- Гнучкий механізм визначення першого проходу: алгоритм визначення інтервалу аналізу, який виділяє зону між надходженням і рециркуляцією контрасту, забезпечує стабільність розрахунків AUC та MTT навіть у випадках нестандартної форми сигналу або присутності артефактів руху.
- Адаптивність до різних типів даних: програма підтримує роботу як з сирими кривими інтенсивності, так і з уже опрацьованими концентраційними кривими, що робить її універсальною для експериментальних досліджень та різних МРТ-платформ.

- Підвищена точність у порівнянні з традиційними методами: аналіз кореляції з еталонними перфузійними картами деконволюції показав, що використання концентраційних кривих у поєднанні з помірною фільтрацією забезпечує найкращу відповідність, перевершуючи підходи, засновані на необроблених кривій інтенсивності.

Вимоги, які виконує проєкт:

- Розробка програмного забезпечення для кількісної оцінки перфузії: система включає алгоритми побудови перфузійних кривих, чисельного інтегрування, пошуку піків та обчислення широкого спектра часових і інтегральних параметрів (AUC, MTT, TTP, PE, rTTP, FWHM тощо).
- Алгоритми попередньої обробки даних та фільтрації: проєкт реалізує низку фільтраційних методів, які можна налаштовувати під характеристики конкретного шуму або типу сигналу, забезпечуючи керовану точність і стабільність.
- Візуалізація результатів: до складу системи входить інструментарій візуалізації вхідних кривих, результуючих перфузійних карт, виділеної ділянки першого проходу та динаміки змін сигналу у часі для кожного пікселя чи ROI.
- Реалізація моделі обробки даних у напівреальному часі: завдяки оптимізованим алгоритмам обчислення AUC, TTP та інших параметрів система може бути використана не лише офлайн, а й у клінічних сценаріях швидкого аналізу, де важлива оперативна оцінка стану мозкової перфузії.
- Підтримка ROI-аналізу: програма дозволяє обчислювати перфузійні метрики в межах довільно заданих ROI, що суттєво спрощує

клінічну інтерпретацію та дає змогу здійснювати локальний аналіз патологічних ділянок.

6.4. Бізнес-модель

6.4.1 Цінність продукту

- Підвищення точності оцінки мозкової перфузії

Розроблена система забезпечує обчислення AUC, MTT, TTP та інших параметрів на основі оптимізованих методів фільтрації та коректного формування концентраційних кривих. Це підвищує відповідність результатів еталонним методам, зокрема SVD-деконволюції, що є критично важливим для нейродіагностики інсультів та пухлин.

- Інтеграція з медичними інформаційними системами

Продукт може бути інтегрований у PACS, RIS або інше медичне ПЗ для аналізу МРТ-даних. Переваги інтеграції:

1. автоматичний імпорт DICOM-серій,
2. передавання результатів назад у PACS,
3. автоматичне формування перфузійних карт для перегляду разом із іншими медичними зображеннями.
4. Це дозволяє лікарям отримувати аналітику без зміни свого робочого середовища, що суттєво підвищує зручність використання.

- Гарантована безпека та конфіденційність медичних даних

Оскільки система працює з медичними зображеннями та кривими перфузії, вона передбачає:

1. шифрування даних,
2. цілковите дотримання вимог GDPR/ДСТУ ISO 27799,
3. можливість локального розгортання без передачі даних у хмару,
4. роботу з анонімізованими серіями, коли це необхідно.

5. Це робить продукт придатним для впровадження в лікарнях, де суворо контролюється обробка персональних медичних даних.

- Мультиплатформність і доступність

Система може бути реалізована з підтримкою:

1. Windows / Linux для робочих станцій радіологів,
2. веб-версії для хмарного аналізу великих масивів даних,
3. окремих модулів для інтеграції з нейромережевими сервісами.

Це дозволяє розширити ринок проєкту – від невеликих лабораторій до великих медичних центрів і корпоративних мереж.

- Скорочення часу аналізу

Автоматизація обробки кривих та обчислення метрик значно скорочує час, потрібний лікарю для оцінки перфузії. Замість 10–15 хвилин ручного аналізу для кожного випадку система генерує результат практично миттєво, що критично у ситуаціях інсульту або хірургічного планування.

- Підтримка роботи дослідників і стартапів у сфері медтеху

Система може використовуватися як аналітичний модуль у більших дослідницьких або комерційних проєктах, зокрема:

1. автоматичне визначення АІФ,
2. нейромережевий аналіз перфузії,
3. сегментація інфарктного ядра та пенумбри,
4. порівняння методів фільтрації для MedTech-стартапів.

Таким чином, продукт може стати ядром для розвитку ширшої екосистеми автоматизованої обробки медичних сигналів.

6.4.2 Сегмент споживачів

Розроблений програмний продукт орієнтований на широкий спектр користувачів у сфері медичної діагностики, наукових досліджень та розробки

інструментів для медичної візуалізації. Основні сегменти споживачів включають:

- Медичні установи та діагностичні центри

Лікарні, приватні клініки, центри МРТ-діагностики та інсультні відділення є одним із головних споживачів продукту. Програма дозволяє:

1. швидко отримувати точні перфузійні карти (AUC, MTT, TTP),
2. мінімізувати вплив шуму та помилок у вимірюваннях,
3. стандартизувати підхід до аналізу перфузійних даних,
4. скоротити час роботи лікаря за рахунок автоматизації обробки сигналів.

Це робить продукт особливо цінним у випадках, коли необхідна швидка оцінка стану мозкової перфузії, наприклад при підозрі на інсульт або пухлизу.

- Наукові та медичні дослідницькі центри

Дослідницькі групи, що працюють у галузі нейровізуалізації, біомедичної інженерії та клінічних досліджень, можуть використовувати систему для:

1. порівняння методів фільтрації сигналів,
2. моделювання поведінки контрасту,
3. аналізу різних параметрів перфузії,
4. оцінювання ефективності нових алгоритмів деконволюції,
5. використання метрик, отриманих системою, для наукових статей та експериментів.

Наявність можливості працювати із сирими кривими інтенсивності та концентрації робить продукт гнучким для наукових експериментів.

- Радіологи, нейрохірурги та лікарі функціональної діагностики

Індивідуальні спеціалісти, що працюють із результатами динамічної контрастної МРТ, можуть використовувати програму у власній клінічній практиці. Переваги для лікарів:

1. зручна візуалізація перфузійних карт,
2. можливість оцінювати криві для окремих ROI,
3. усунення шумів та артефактів, які часто ускладнюють інтерпретацію,
4. можливість швидко порівнювати різні конфігурації фільтрації.

Це допомагає приймати більш точні та обґрунтовані клінічні рішення.

- Компанії-розробники медичного обладнання та програмного забезпечення

Виробники МРТ-сканерів, PACS-систем, DICOM-серверів та інших систем медичної візуалізації можуть інтегрувати розроблений модуль у свої рішення. Для них продукт є цінним завдяки:

1. можливості вбудувати алгоритми фільтрації та обчислення перфузійних параметрів у власне ПЗ,
2. створенню більш функціональних томографів із вбудованою підтримкою перфузійного аналізу,
3. використанню API/SDK для автоматизації своїх робочих процесів.

Цей сегмент відкриває можливості B2B-співпраці та масштабування на міжнародний ринок медтеху.

- Стартапи та компанії з AI-медтеху

Численні стартапи, що працюють у сфері нейроаналізу та штучного інтелекту в медицині, можуть використати твій продукт як базовий інструмент для:

1. генерації навчальних вибірок,
2. попередньої обробки даних перед подачею в нейромережі,

3. валідації своїх моделей на якісних, стандартизованих перфузійних кривих,
4. створення автоматичних детекторів інфарктів чи пухлин.

Такі компанії часто купують готові модулі, щоб не витратити ресурси на розробку базового обчислювального ядра.

6.4.3 Цінність продукту

Ефективна стратегія збуту має поєднувати прямий доступ до користувачів та партнерські канали, що дозволить максимально охопити ринок медичної візуалізації. Основні канали охоплюють:

- **Прямі продажі програмного забезпечення**
Розповсюдження продукту серед лікарів, радіологів, нейрохірургів, інженерів медтехніки та науковців через офіційний вебсайт, презентації на медичних конференціях, галузеві платформи та професійні спільноти. Це дозволяє забезпечити доступність програмного забезпечення та мінімізувати витрати на посередників.
- **Співпраця з медичними установами**
Партнерські угоди з лікарнями та діагностичними центрами для впровадження ПЗ у робочі процеси. Такі установи можуть виступати як пілотні майданчики, що сприяє тестуванню алгоритмів на реальних клінічних даних, отриманню рекомендацій та підвищенню клінічної значущості продукту.
- **Інтеграція з PACS/DICOM-провайдерами**
Співпраця з компаніями, що займаються розробкою PACS-систем, серверів медичних зображень та хмарних рішень для обробки медичних даних. Це відкриває можливість постачати програмний модуль як компонент більшої інфраструктури.
- **Освітні та наукові установи**

Впровадження продукту через університети, кафедри радіології та наукові інститути, які потребують сучасних інструментів для навчання студентів і проведення досліджень у галузі перфузійного аналізу.

6.4.4 Взаємодія зі споживачами

Постійна та ефективна взаємодія зі споживачами є критично важливою для розвитку високотехнологічного медичного продукту. Взаємодія включає:

- **Безперервне вдосконалення програмного забезпечення:** оптимізація алгоритмів фільтрації, оновлення математичних моделей перфузійного аналізу, впровадження нових метрик та розширення функціональних можливостей, наприклад автоматичне визначення ROI або AI-модулі для сегментації тканин.
- **Регулярні оновлення інтерфейсу**
Покращення UX/UI з урахуванням зворотного зв'язку лікарів, щоб забезпечити максимально швидку та інтуїтивну роботу з даними. Це включає оптимізацію відображення кривих, інтерактивних панелей, гнучкі фільтри та зручну навігацію між перфузійними картами.
- **Підтримка користувачів**
Надання технічної підтримки, навчальних матеріалів, відеоінструкцій, вебінарів та консультацій. Це знижує поріг входу для нових користувачів та підвищує задоволеність продуктом.
- **Клінічний та науковий фідбек**
Систематичне збирання відгуків від радіологів і дослідників дозволяє адаптувати продукт до реальних потреб медицини та науки, підвищуючи достовірність і точність результатів.

6.4.5 Дохід (монетизація)

Для забезпечення фінансової стійкості проєкту передбачається кілька

каналів монетизації:

- Продаж ліцензій програмного забезпечення

Медичні установи та наукові центри можуть купувати ліцензії на використання ПЗ. Ліцензійна модель підходить для клінік та великих центрів, де продукт інтегрується у робочі процеси та комп'ютерні мережі.

- Підписка (subscription model)

Щомісячна або річна підписка дає доступ до:

1. оновлень алгоритмів,
2. cloud-версії продукту,
3. розширених інструментів аналізу,
4. зберігання та обробки даних у хмарі,
5. пріоритетної технічної підтримки.

Це модель із стабільним регулярним доходом.

- Cloud-processing / pay-per-use

Оплата за обробку набору даних через хмарну платформу. Зручно для дослідницьких установ, які обробляють дані нерегулярно або в великих об'ємах.

- Консультативні послуги

Застосування експертних знань команди проєкту для:

1. адаптації системи під специфічні робочі процеси лікарень,
2. інтеграції зі сторонніми PACS/DICOM рішеннями,
3. допомоги в проєктуванні досліджень та клінічних випробувань,
4. створення кастомних модулів (наприклад, автоматичне визначення артерій, сегментація, експорт даних для AI-моделей).

Цей напрям відкриває додаткові можливості B2B-співпраці.

6.4.6 Ключові види діяльності

Реалізація проєкту вимагає виконання низки ключових операцій, які забезпечують якість, точність та конкурентоспроможність програмного продукту.

- Розробка програмного забезпечення

Основною діяльністю є створення програмного забезпечення для обробки та аналізу перфузійних МРТ-даних. Це охоплює:

1. розробку алгоритмів фільтрації та обчислення перфузійних параметрів (AUC, МТТ, ТТР тощо);
2. реалізацію модулів перетворення інтенсивності в концентрацію;
3. впровадження інструментів візуалізації кривих, карт і ROI;
4. створення інтуїтивного інтерфейсу для лікарів та дослідників.

- Тестування, валідація та клінічне підтвердження

Для медичного ПЗ критично важливі точність та відтворюваність результатів. Тому стартап проводить:

1. тестування алгоритмів на синтетичних, експериментальних та клінічних даних;
2. порівняння з еталонними методами та сторонніми системами;
3. оцінку стабільності роботи та коректності обробки під різні типи шумів та артефактів;
4. клінічну апробацію із залученням медичних установ і профільних спеціалістів.

- Маркетинг, просування та продаж

Для виходу на ринок необхідні активні маркетингові заходи, серед яких:

1. участь у медичних конференціях і презентаціях у професійних спільнотах;
2. демонстрація можливостей продукту лікарям і керівникам медичних закладів;

3. побудова партнерських відносин з центрами МРТ;
4. створення промоматеріалів, наукових публікацій та демонстраційних відео.

6.4.7 Ключові ресурси

Для успішного розвитку продукту стартап має володіти низкою стратегічно важливих ресурсів.

- Експерти в галузі медичних зображень та перфузійного аналізу: Спеціалісти, що розуміють принципи перфузії, МР-фізику, сигнальні моделі, артефакти, клінічні особливості та вимоги до якості медичного програмного забезпечення. Вони забезпечують клінічну релевантність алгоритмів.
- Команда розробників і наукових програмістів
Інженери, які створюють:
 1. модулі обробки сигналу та побудови кривих;
 2. інструменти візуалізації карт та ROI;
 3. інтерфейс користувача;
 4. системи експорту, інтеграції з DICOM/PACS і оптимізації продуктивності.
- Технологічна інфраструктура
До ключових ресурсів також належать:
 1. сервери для обробки великих обсягів МРТ-даних;
 2. локальна або хмарна інфраструктура для швидких обчислень;
 3. сховища даних з відповідністю медичним стандартам конфіденційності (HIPAA, GDPR);
 4. тестові набори DICOM-даних для валідації.

6.4.8 Ключові партнери

Розширення функціональності та клінічна валідація продукту можливі

лише за умови стратегічних партнерств.

- Медичні установи та МРТ-центри
Забезпечують доступ до анонімізованих перфузійних досліджень, допомагають тестувати алгоритми та впроваджувати продукт у реальні клінічні робочі процеси. Партнерські лікарні можуть використовувати програму в режимі пілотного проєкту.
- Виробники медичних пристроїв та PACS/DICOM-рішень
Співпраця з виробниками МРТ та постачальниками PACS дозволяє:
 1. інтегрувати модулі аналізу безпосередньо в їхні системи;
 2. розширити ринок за рахунок попередньо встановлених рішень;
 3. підвищити сумісність ПЗ зі стандартними медичними робочими станціями.
- Дослідницькі інститути та університети
Наукові партнери сприяють розвитку:
 1. нових методів фільтрації,
 2. алгоритмів обчислення метрик,
 3. AI-модулів для сегментації та автоматизації ROI,
 4. валідованих датасетів для досліджень.
- Інвестори та фонди медичних інновацій
Фінансові партнери забезпечують:
 1. підтримку на етапах розробки;
 2. масштабування інфраструктури;
 3. вихід на міжнародний ринок;
 4. юридичний супровід сертифікації медичного ПЗ.

6.4.9 Витрати

Проектування та реалізація (за курсом долару 41):

- Повна собівартість розробки ПЗ – 10 000 \$ (410 000 ₴)

- Витрати включають програмування, тестування, створення UI/UX, інфраструктуру для обробки даних.
- Прибуток стартапу – 900 \$ (36 900 ₴)
- Оптова ціна виробника – 700 \$ (28 700 ₴)

Непрямі податки

- Акцизні збори – 150 \$ (6 150 ₴)
- Податок на додану вартість (ПДВ) – 190 \$ (7 790 ₴)
- Оптова ціна відпускна – 10 050 \$ (412 050 ₴)

Посередницька надбавка

- Витрати посередника – 200 \$ (8 200 ₴)
- Прибуток посередника – 103 \$ (4 223 ₴)
- ПДВ посередника – 30.2 \$ (1 238.2 ₴)
- Оптова ціна закупівлі – 1 233.2 \$ (50 561.2 ₴)

Торгівельна надбавка

- Витрати торгової організації – 100 000 \$ (4 100 000 ₴)
- Прибуток торгової організації – 20 000 \$ (820 000 ₴)
- ПДВ торгової організації – 18 000 \$ (738 000 ₴)
- Роздрібна ціна реалізації – 150 000 \$ (6 150 000 ₴)

6.4.10 Споживчі властивості товару

Розроблене програмне забезпечення для аналізу перфузійних МРТ забезпечує низку важливих характеристик, що визначають його цінність для лікарів, дослідників і медичних установ.

Основні споживчі властивості:

- Висока точність обробки сигналу: алгоритми фільтрації та перетворення кривих дозволяють отримувати стабільні, інформативні метрики перфузії (AUC, МТТ, ТТР), знижуючи вплив шумів та артефактів.

- Зручна візуалізація перфузійних параметрів: користувач отримує зрозумілі криві, перфузійні карти та можливість працювати з ROI, що значно спрощує аналіз стану кровопостачання тканин.
- Покращена діагностика та моніторинг лікування: точні метрики дозволяють лікарям оперативно визначати зони зниженого або підвищеного кровотоку, контролювати зміни в динаміці та оцінювати ефективність терапії.
- Інтеграція з DICOM та PACS: ПЗ може використовуватися в реальних клінічних умовах без зміни існуючих робочих процесів.
- Швидкість роботи.: Оптимізовані алгоритми гарантують оперативний аналіз навіть великих обсягів МРТ-даних.
- Інтуїтивний інтерфейс: продукт орієнтований на лікарів, тому не вимагає спеціальної технічної підготовки.

6.4.11 Дослідження ринку

Для забезпечення конкурентоспроможності продукту було проведено базове дослідження ринку інструментів для перфузійного аналізу.

- Аналіз користувацьких потреб

Потенційні клієнти – радіологи, нейрохірурги, діагностичні центри – вимагають:

1. простих і точних інструментів для оцінки перфузії;
2. автоматизації аналізу кривих;
3. стабільних метрик, нечутливих до шумів;
4. можливості швидкої побудови карт і роботи з ROI;
5. інтеграції з уже наявними системами зберігання зображень.

- Аналіз конкурентного середовища

На ринку існують декілька рішень, що пропонують частковий аналіз перфузії, проте:

1. більшість є складними у використанні;

2. потребують тривалого налаштування;
3. не дають доступу до вихідної кривої або параметрів фільтрації;
4. мають високу вартість ліцензії;
5. не забезпечують прозорості алгоритмів або гнучкості обробки.

Це дозволяє зайняти нішу доступного, гнучкого та прозорого інструмента.

- Можливості для розширення ринку

Проект має потенціал виходу на:

1. клінічний сегмент (лікарні, приватні центри);
2. науковий сегмент (університети, інститути, дослідницькі лабораторії);
3. міжнародний ринок, де попит на точний перфузійний аналіз стабільно зростає;
4. виробників МРТ, які можуть інтегрувати модулі у свої робочі станції.

- Також передбачається можливість розширення функціональності за рахунок:

1. машинного навчання,
2. автоматичної сегментації,
3. прогнозних моделей,
4. аналізу динаміки патологічних процесів.

6.4.12 Конкуренти

6.4.13 Елементи фінансового плану

Фінансовий план визначає прогноз розвитку стартапу, структуру витрат, рентабельність та обсяги інвестицій, необхідних для виведення продукту на ринок. Оскільки розроблений програмний продукт призначений для клінічного використання та інтеграції в медичні робочі процеси,

фінансове планування повинно враховувати підвищені вимоги до якості, тестування та сертифікації.

Основні складові фінансового плану включають:

- Прогноз продажів

Прогноз формується на основі:

1. очікуваного зростання попиту на автоматизовані системи аналізу перфузійних даних;
2. даних медичних установ про збільшення кількості ДК-МРТ;
3. порівняння з аналогічними продуктами на міжнародному ринку.

Очікується, що основними покупцями будуть приватні медичні центри, лікарні, діагностичні лабораторії та розробники медичного ПЗ. Завдяки відсутності високих витрат на фізичне виробництво та можливості цифрової дистрибуції прогнозується поступове збільшення обсягів продажів протягом перших 12–18 місяців.

- Вартість створення та впровадження технології

До витрат включено:

1. проектування алгоритмів фільтрації та обробки перфузійних сигналів;
2. розробку інтерфейсу та модулів взаємодії;
3. створення модулів візуалізації перфузійних карт;
4. тестування програмного забезпечення в умовах медичних закладів;
5. документацію та технічний супровід.

- Витрати на маркетинг включають:

1. участь у медичних конференціях та виставках;
2. тестові демонстрації у клініках;
3. реклама в професійних медичних виданнях та online-платформах;
4. підготовка презентаційних матеріалів та відеодемонстрацій.

- Розрахунок прибутку та рентабельності: Очікуваний прибуток формується за рахунок:

1. продажу ліцензій програмного забезпечення;
2. технічної підтримки та супроводу;
3. оновлень (модульних доповнень);
4. можливого SaaS-формату (щомісячна/річна підписка).

Фінансовий план для інвестора (період: 6 місяців, курс 41₴/\$)

1. Організація розробницької ділянки

- Закупівля обладнання: 5 000 \$ (205 000 ₴)
- Засоби безпеки та охорони праці: 1 000 \$ (41 000 ₴)

Разом: 6 000 \$ (246 000 ₴)

2. Формування робочої команди

- Зарплата одного працівника: 5 000 \$/місяць
- За 6 місяців: 30 000 \$ (1 230 000 ₴)

Разом: 30 000 \$ (1 230 000 ₴)

3. Закупівля матеріалів та інструментів

- Відсутня (продукт – програмний)

4. Проектування системи

- Вартість проектування: 10 000 \$ (410 000 ₴)
- Разом: 10 000 \$ (410 000 ₴)

5. Оренда приміщення

- Відсутня (робота виконується дистанційно або на базі медзакладів)

6. Комунальні платежі

- Відсутні (не потрібні у рамках проекту)

7. Резервний фонд (10% від загальної вартості)

- Резерв: 10 000 \$ (410 000 ₴)
- Разом: 10 000 \$ (410 000 ₴)

Загальні витрати на організацію стартапу за 6 місяців

56 000 \$ (2 296 000 ₴)

Загальна сума може змінюватися відповідно до вартості сервісів хмарної інфраструктури, кількості працівників та необхідності в додаткових інструментах.

6.4.14 Резюме

Стартап-проект присвячений створенню програмного забезпечення для автоматизованої обробки та аналізу даних перфузійної МРТ. Основою системи є модулі розрахунку перфузійних параметрів (AUC, MTT, TTP), фільтрації сигналу, побудови кривих концентрації, нормалізації даних та інструменти роботи з ROI. Рішення забезпечує точну оцінку перфузійних процесів у мозковій тканині та значно спрощує інтерпретацію МРТ-досліджень.

Створена технологія дозволяє лікарям отримувати об'єктивні кількісні параметри перфузії та надійно оцінювати динаміку патологічних змін. Автоматичний аналіз кривих інтенсивності, побудова перфузійних графіків та системи виявлення ділянок контрастування сприяють більш ранньому виявленню порушень кровопостачання та покращенню процесу клінічного моніторингу.

Проведене дослідження ринку показує, що медичні установи, радіологічні центри та наукові лабораторії потребують інструментів для швидкого та надійного аналізу перфузійних даних. Високий попит на такі рішення зумовлений зростанням обсягів МРТ-досліджень та потребою в автоматизації їх обробки.

Фінансовий план демонструє реальну можливість рентабельної комерціалізації продукту. Розрахунки показують доцільність інвестицій у розвиток технології, оскільки витрати на розробку є помірними, а потенційна кількість користувачів – значною.

Проект орієнтований на співпрацю з медичними установами, дослідницькими центрами та інвесторами, які зацікавлені у впровадженні передових технологій аналізу МРТ-даних.

У цілому, програмне рішення має значний потенціал для впровадження в медичну галузь, оскільки підвищує точність діагностики, пришвидшує обробку даних та полегшує роботу лікарів. Команда має достатні технічні компетенції, необхідні ресурси та чітку стратегію розвитку, що дозволяє успішно реалізувати проєкт та зайняти конкурентну нішу на ринку медичного програмного забезпечення. Також запропоноване рішення має чітку конкурентну перевагу – воно поєднує швидкість обробки, автоматичність та простоту використання, що робить його привабливим для клінік із великим потоком пацієнтів. На відміну від більшості існуючих інструментів, продукт не потребує дорогих серверних ресурсів або складного налаштування, а його модульна структура дозволяє інтегрувати систему у вже існуючі робочі процеси без зупинки роботи відділення. Продукт також має високий потенціал масштабування. Архітектура дозволяє розширити функціонал до хмарної платформи з персоналізованими кабінетами для клінік, системою автоматичного зберігання та порівняння перфузійних карт і можливістю дистанційної консультації між лікарями. У перспективі рішення може стати основою для SaaS-платформи з підписною моделлю, що забезпечить стабільний грошовий потік і вихід на міжнародний ринок.

Висновок до розділу 6

У розділі 6 магістерської дисертації, присвяченому стартап-проєкту, було висвітлено основні аспекти реалізації програмного забезпечення для автоматизованого аналізу перфузійних даних МРТ. У цьому розділі представлено повний огляд проєкту, що включав детальний опис функціоналу, аналіз конкурентного середовища та характеристику цільового сегменту ринку споживачів [39].

На початку була наведена всебічна характеристика проєкту, яка включала опис його мети та завдань: автоматизація розрахунку перфузійних параметрів (AUC, MTT, TTP), обробка кривих інтенсивності, побудова ROI

та візуалізація даних. Також було охарактеризовано технології та алгоритми, що застосовуються, а саме методи фільтрації сигналу, деконволюцію даних та інструменти статистичного аналізу. Додатково представлено команду проєкту та їх професійний досвід у медичній візуалізації та розробці програмного забезпечення.

Далі проведено аналіз конкурентного середовища, в якому стартап планує функціонувати. Було визначено основних конкурентів, проаналізовано їхні переваги та обмеження, а також враховано ключові тенденції та можливості розвитку ринку медичних програмних продуктів для аналізу МРТ.

Особлива увага приділена цільовому сегменту ринку споживачів, до якого орієнтовано продукт: медичні установи, радіологічні та дослідницькі центри, а також спеціалісти, що працюють з перфузійною МРТ. Враховано потреби користувачів, їхні пріоритети та можливості залучення нових клієнтів через впровадження інноваційного рішення для автоматизованого аналізу даних.

Також у розділі оцінені витрати, необхідні для залучення інвестора, а також представлений детальний фінансовий план проєкту. Було проведено аналіз ключових ресурсів, необхідних для успішної реалізації стартапу, включно з командою розробників, експертами з медичного зображення та інфраструктурою для обробки великих обсягів даних.

В результаті розділ демонструє комплексний підхід до планування та реалізації стартап-проєкту, показуючи його економічну доцільність, технологічну обґрунтованість та перспективи для комерціалізації на ринку медичних програмних продуктів.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У рамках проведеного дослідження було розроблено та реалізовано програмний комплекс для перфузійного аналізу DICOM-зображень на базі мови C# із застосуванням бібліотек fo-dicom, Math.NET, OpenTK, OxyPlot та WPF. Основна увага приділялася дослідженню впливу параметрів фільтрації та типу вхідних кривих на точність кількісного оцінювання перфузійних параметрів. Для цього було проведено серію експериментів із використанням кривих концентрації та інтенсивності та різними методами попередньої обробки сигналу: Гаусів фільтр, медіанний фільтр і рухоме середнє, а також без фільтрації. Статистичний аналіз включав обчислення середніх, мінімальних та максимальних значень коефіцієнта кореляції Пірсона, а також стандартного відхилення, із порівнянням отриманих результатів із еталонними перфузійними картами, отриманими методом деконволюції.

Результати дослідження показали, що час-концентраційні криві забезпечують вищу точність порівняно з час-інтенсивнісними кривими. Середній коефіцієнт кореляції для кривої концентрації становив 0.755–0.765, тоді як для кривої інтенсивності – 0.678–0.685. Застосування помірних параметрів фільтрації $r = 1$, $\sigma = 1$ підвищило точність обчислень для кривих концентрації з 0.755 до 0.761–0.765, тоді як для кривих інтенсивності спостерігалось незначне зниження з 0.685 до 0.678–0.683, що підкреслює більшу чутливість ТІС до вибору методу обробки сигналу.

Підвищення ступеня згладження до $r = 3$, $\sigma = 2$ призвело до зниження середньої кореляції для кривої концентрації до 0.734–0.746, а для кривої інтенсивності – до 0.634–0.647.

Серед трьох методів фільтрації – Гаусового, медіанного та рухомого середнього – найкращі результати показав Гаусів фільтр, який забезпечив найвищий середній коефіцієнт кореляції для кривих концентрації 0.765 та найменше спотворення форми сигналу. Медіанний та метод рухомого

середнього продемонстрували близькі, але дещо нижчі значення 0.761 та 0.764 відповідно.

Отримані результати дозволяють зробити висновок, що оптимальною конфігурацією для перфузійного аналізу є використання час-концентраційних кривих у поєднанні з помірною Гаусовою фільтрацією, яка забезпечує найкращий баланс між придушенням шумів і збереженням фазових характеристик сигналу. Проведене дослідження дозволяє визначити оптимальні режими обробки та підвищити відтворюваність кількісних показників перфузії, що має важливе значення для клінічних і наукових задач. Подальші роботи варто спрямувати на автоматичну адаптацію параметрів обробки залежно від рівня шуму та типу вхідної кривої.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- 1) Jahng, G.-H., Li, K.-L., Østergaard, L., & Calamante, F. (2014). Perfusion Magnetic Resonance Imaging: A Comprehensive Update on Principles and Techniques. *Korean Journal of Radiology*, 15(5), 554–577. DOI: <https://doi.org/10.3348/kjr.2014.15.5.554> (дата звернення 20.11.2025)
- 2) Siemens Healthineers. syngo.via – Intelligent imaging software. URL: <https://www.siemens-healthineers.com/syngo/syngo-via> (дата звернення 20.11.2025)
- 3) Olea Medical. Olea Sphere – Advanced MR and CT perfusion analysis. URL: <https://www.olea-medical.com/olea-sphere/> (дата звернення 20.11.2025)
- 4) Philips Healthcare. IntelliSpace Portal – Advanced visualization and analysis. URL: <https://www.philips.com/intellispaceportal> (дата звернення 20.11.2025)
- 5) Fieselmann, A., Kowarschik, M., Ganguly, A., Hornegger, J., & Fahrig, R. (2011). Deconvolution-Based CT and MR Brain Perfusion Measurement: Theoretical Model Revisited and Practical Implementation Details. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2011, 1–20. DOI: <https://doi.org/10.1155/2011/467563> (дата звернення 20.11.2025)
- 6) Willats, L., & Calamante, F. (2013). The 39 steps: evading error and deciphering the secrets for accurate dynamic susceptibility contrast MRI. *NMR in Biomedicine*, 26(8), 913–931. DOI: <https://doi.org/10.1002/nbm.2833> (дата звернення 20.11.2025)
- 7) Bjørnerud, A., & Emblem, K. E. (2010). A fully automated method for quantitative cerebral hemodynamic analysis using DSC–MRI. *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, 30(5), 1066–1078. DOI: <https://doi.org/10.1038/jcbfm.2010.4> (дата звернення 20.11.2025)
- 8) Kudo, K., Christensen, S., Sasaki, M., Østergaard, L., et al. (2013). Accuracy and Reliability Assessment of CT and MR Perfusion Analysis Software Using

- a Digital Phantom. *Radiology*, 267(1), 201–211. DOI: <https://doi.org/10.1148/radiol.12112618> (дата звернення 20.11.2025)
- 9) Kudo, K., Sasaki, M., Østergaard, L., Christensen, S., et al. (2011). Susceptibility of Tmax to tracer delay on perfusion analysis: quantitative evaluation of various deconvolution algorithms using digital phantoms. *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, 31(3), 908–912. DOI: <https://doi.org/10.1038/jcbfm.2010.169> (дата звернення 20.11.2025)
 - 10) Alkhimova, S. (2015). Calculation accuracy evaluation of quantitative parameters of overall perfusion assessment. *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, 6(9 (78)), 4–9. DOI: <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2015.55908> (дата звернення 20.11.2025)
 - 11) American College of Radiology. ACR Manual on MR Quality Control. – ACR, 2015. – Режим доступу: https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Clinical-Resources/QC-Manuals/MR_QCManual.pdf (дата звернення 20.11.2025)
 - 12) American College of Radiology. ACR–ASNR–SPR Practice Parameter for the Performance of Adult Brain Perfusion Imaging. – ACR, 2020. – Режим доступу: <https://gravitas.acr.org/ppts> (дата звернення 20.11.2025)
 - 13) Food and Drug Administration (FDA). Guidance for Clinical Performance Assessment of Software as a Medical Device. – FDA, 2023. – Режим доступу: <https://www.fda.gov> (дата звернення 20.11.2025)
 - 14) International Organization for Standardization. ISO/IEC 62304: Medical device software – Software life cycle processes. – ISO, 2021. – Режим доступу: <https://www.iso.org/standard/74341.html> (дата звернення 20.11.2025)
 - 15) International Organization for Standardization. ISO 14971: Medical devices – Application of risk management to medical devices. – ISO, 2019. – Режим доступу: <https://www.iso.org/standard/72704.html> (дата звернення 20.11.2025)

- 16) DICOM Standards Committee. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Standard. – National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 2024. – Режим доступу: <https://www.dicomstandard.org> (дата звернення 20.11.2025)
- 17) Health Level Seven International. HL7 FHIR Standard, Release 4. – HL7, 2023. – Режим доступу: <https://www.hl7.org/fhir> (дата звернення 20.11.2025)
- 18) Міністерство охорони здоров'я України. Накази щодо організації та проведення магнітно-резонансних досліджень та застосування контрастних засобів. – МОЗ України. – Режим доступу: <https://moz.gov.ua> (дата звернення 20.11.2025)
- 19) Міністерство охорони здоров'я України. Уніфіковані клінічні протоколи медичної допомоги з радіології. – МОЗ України. – Режим доступу: <https://guidelines.moz.gov.ua> (дата звернення 20.11.2025)
- 20) ДСТУ ISO/IEC 27001:2015. Інформаційні технології – Методи захисту – Системи управління інформаційною безпекою. – Київ: ДП «УкрНДНЦ», 2015.
- 21) ДСТУ EN ISO 13485:2018. Медичні вироби. Системи управління якістю. – Київ: ДП «УкрНДНЦ», 2018.
- 22) Закон України «Про захист персональних даних». Відомості Верховної Ради України (ВВР), 2010, № 34, ст.481. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/2297-17> (дата звернення 20.11.2025)
- 23) Алхімова С. М, Дюмін О. Д. (2024). Проблеми автоматизації аналізу перфузії за даними динамічно-сприйнятливої контрастної магнітно-резонансної томографії. *Наука і техніка сьогодні*, 36(8), 859-875. DOI: [https://doi.org/10.52058/2786-6025-2024-8\(36\)-859-875](https://doi.org/10.52058/2786-6025-2024-8(36)-859-875) (дата звернення 20.11.2025)
- 24) Press, W. H., Teukolsky, S. A., Vetterling, W. T., & Flannery, B. P. (2007). *Numerical Recipes: The Art of Scientific Computing* (3rd ed.). Cambridge

- University Press. URL: https://assets.cambridge.org/97805218/80688/frontmatter/9780521880688_frontmatter.pdf (дата звернення 20.11.2025)
- 25) Gibaldi, M., & Perrier, D. (1982). *Pharmacokinetics* (2nd ed.). Marcel Dekker. DOI: <https://doi.org/10.1002/bdd.2510040213> (дата звернення 20.11.2025)
 - 26) Smith, S. W. (1997). *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. URL: https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/dsp-book/dsp_book_frontmat.pdf (дата звернення 20.11.2025)
 - 27) Gonzalez, R. C., & Woods, R. E. (2018). *Digital Image Processing* (4th ed.). Pearson. URL: <https://www.cl72.org/090imagePLib/books/Gonzales,Woods-Digital.Image.Processing.4th.Edition.pdf> (дата звернення 20.11.2025)
 - 28) Tofts, P. S. (1997). Modeling tracer kinetics in dynamic Gd-DTPA MR imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 7(1), 91-101. DOI: <https://doi.org/10.1002/jmri.1880070113> (дата звернення 20.11.2025)
 - 29) Bidgood, W. D., & Horii, S. C. (1992). Introduction to the ACR-NEMA DICOM standard. *Radiographics*, 12(2), 345–355. DOI: <https://doi.org/10.1148/radiographics.12.2.1561424> (дата звернення 20.11.2025)
 - 30) Clunie, D. A. (2000). DICOM Structured Reporting. URL: <https://www.dclunie.com/pixelmed/DICOMSR.book.pdf> (дата звернення 20.11.2025)
 - 31) Microsoft Docs. C# documentation. URL: <https://learn.microsoft.com/en-us/dotnet/csharp/> (дата звернення 20.11.2025)
 - 32) Microsoft Docs. WPF documentation. URL: <https://learn.microsoft.com/en-us/dotnet/desktop/wpf/> (дата звернення 20.11.2025)
 - 33) GitHub. fo-dicom – Cross-platform DICOM library for C#. URL: <https://github.com/fo-dicom/fo-dicom> (дата звернення 20.11.2025)
 - 34) OpenTK Documentation. URL: <https://opentk.net/> (дата звернення 20.11.2025)

- 35) Math.NET Numerics Documentation. URL: <https://numerics.mathdotnet.com/> (дата звернення 20.11.2025)
- 36) OxyPlot – Plotting library for .NET. URL: <https://oxyplot.github.io/> (дата звернення 20.11.2025)
- 37) General Data Protection Regulation (GDPR). Regulation (EU) 2016/679. URL: <https://eur-lex.europa.eu/eli/reg/2016/679/oj> (дата звернення 20.11.2025)
- 38) Health Insurance Portability and Accountability Act of 1996 (HIPAA), Public Law 104–191. URL: <https://www.hhs.gov/hipaa/> (дата звернення 20.11.2025)
- 39) Розробка стартап-проектів: практикум [Електронний ресурс]: навч. посіб. для студ. спеціальностей 151 – «Автоматизація та комп'ютерноінтегровані технології» та 152 – «Метрологія та інформаційновимірювальна техніка» / О. А. Гавриш, К. О. Бояринова, К. О. Копішинська; КПІ ім. Ігоря Сікорського. Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. 116 с. URL: https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/29450/1/Rozrobka_startupproektiv_Praktykum.pdf (дата звернення 10.12.2025)