

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

(повна назва інституту/факультету)

кафедра БІОМЕДИЧНОЇ КІБЕРНЕТИКИ

(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри БМК

Є.А. Настенко

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ ” 2019 р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

З напрямку підготовки 6.050101 «Комп'ютерні науки»
зі спеціальності

(код і назва)

на тему: Система визначення типу пухлин на основі результатів сегментації
медичних зображень

Виконала: студентка IV курсу, групи БС-51

(шифр групи)

КАРЛЮК АНАСТАСІЯ ВІКТОРІВНА

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Керівник доцент каф. БМК, к.т.н. Носовець О.К.

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

(підпис)

Консультант з розділів ДР

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

(підпис)

Консультант з охорони праці доц. каф. ОППЦБ, к.т.н. Демчук Г.В.

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

(підпис)

Рецензент ст. викладач каф. БМІ, к.т.н. Делавар-Касмаї М.

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

(підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань.

Студентка _____

(підпис)

Київ – 2019 року

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

Інститут (факультет) _____ **БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**
(повна назва)

Кафедра _____ **БІОМЕДИЧНОЇ КІБЕРНЕТИКИ**
(повна назва)

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Напрямок підготовки (програма професійного спрямування) -

6.050101 «Комп'ютерні науки» (Інформаційні технології в біології та медицині)
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМК

_____ **Є.А. Настенко** _____
(підпис) (ініціали, прізвище)

« _____ » _____ 2019 р.

ЗАВДАННЯ
на дипломну роботу студенту

КАРЛЮК АНАСТАСІЯ ВІТОРІВНА

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи _____ **Система виявлення типу пухлин на основі результатів сегментації медичних зображень**

керівник роботи _____ **Носовець Олена Костянтинівна, доц. каф. БМК, к.т.н.**

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

затверджені наказом по університету від «27» травня 2019 р. №1404 -с

2. Термін подання студентом роботи _____ **12 червня 2019 року**

3. Вихідні дані до роботи _____ **математичні моделі виявлення типу пухлин на основі методів сегментації (LIVER, 2.1, 41 та SNAP) медичних зображень, програмний додаток**

4. Зміст роботи _____ **вступ, аналіз літератури, матеріали та методи, проектування програмного додатку, реалізація системи, охорона праці, економічна ефективність, загальні висновки, список джерел.**

5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо) _____ **41 малюнок, презентація 16 слайдів**

6. Консультанти розділів роботи

Розділ дипломної роботи	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорони праці	Демчук Г.В., доц., к.т.н.		

7. Дата видачі завдання 20 травня 2019 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримати завдання на ДР	20 травня 2019р..	
2	Аналіз та підготовка бази даних до роботи	21 травня 2019р..	
3	Обґрунтування вибору математичних методів для вирішення задачі	22 травня 2019р	
4	Розробка математичних моделей для визначення типу пухлин	23 травня 2019р	
5	Перевірка адекватності побудованих моделей	24 травня 2019р	
6	Проектування системи виявлення типу пухлин за результатами сегментації	25 травня 2019р	
7	Проектування інтерфейсу системи визначення типу пухлин	26 травня 2019р	
8	Реалізація системи визначення типу пухлин за результатами сегментації	27 травня 2019р	
9	Тестування розробленої системи та усунення недоліків	28 травня 2019р	
10	Розділ ДР з «Безпеки життєдіяльності та охорони здоров'я»	29 травня 2019 р.	
11	Проходження нормоконтролю по оформленню ДР	29 травня 2019р - 7 червня 2019р	
12	Предзахист ДР та допуск до захисту ДР	7-11 червня 2019р	
13	Подання ДР рецензенту. Отримання рецензії.	11-12 червня 2019р	
14	Подання в електронному вигляді ДР та анотації до неї на сайт кафедри.	11-12 червня 2019р	
15	Подання пакету документів по ДР до захисту в ЕК	12-15 червня 2019р.	
16	Захист ДР в ЕК	18-22 червня 2019р	

Студентка

(підпис)

А. В. Карлюк

(ініціали, прізвище)

Керівник роботи

(підпис)

О. К. Носовець

(ініціали, прізвище)

АНОТАЦІЯ

Обсяг пояснювальної записки становить 87 сторінок, 41 ілюстрацію, 17 таблиць, 34 формули та 45 джерел за переліком посилань.

Метою дослідження є розробка системи визначення типу пухлини на основі результатів сегментації медичних зображень.

Завдання:

1. Створення математичних моделей для визначення типу пухлин за результатами сегментації.
2. Порівняння класифікаційної можливості моделей та вибір методу сегментації з найбільшою точністю.
3. Проектування програмного додатку на основі отриманих моделей.
4. Реалізація моделей та інтегрування їх до програмного забезпечення.

Розробка була здійснена засобами мови програмування C# в середовищі розробки Microsoft Visual Studio 2017 та за допомогою програмного інструменту для інтелектуального аналізу даних GMDH Shell DS.

На основі результатів дипломної роботи було опубліковано статтю Карлюк А. В., Носовець О. К. Дослідження ефективності методу сегментації медичних зображень SNAP в залежності від місця локалізації пухлини // Міжнародний науковий журнал "Інтернаука". — 2019. — №8.

Проект розроблено на замовлення компанії «Alcora-Group» та буде впроваджений в робочий процес в 2019-2020 рр. (акт впровадження від 27 травня 2019 р.)

Ключові слова: сегментація, моделювання, пухлина, аналіз.

ABSTRACT

This explanatory note contains a total of 87 pages, 41 illustrations, 17 tables, 34 formulas and 45 sources for references.

The purpose of research is to develop a system for determining the type of tumor based on the results of the segmentation of medical images.

Tasks:

1. Creation of mathematical models for determining the type of tumors by results of segmentation.
2. Comparison of classify's the possibility each models and choice of the method of segmentation with the highest accuracy.
3. Designing a software application based on the received models.
4. Realization of models and integration them into software.

Development was carried out by means of the C# programming language in Microsoft Visual Studio 2017 development environment and programing tool for intellectual data analysis GMDH Shell DS.

Based on this dissertation, the article was published by Karluk A, Nosovets O. Studying the efficiency of snap medical image segmentation method depend on localization of the tumor // International scientific journal "Internet Science". - 2019 - №8.

The project was developed by order of «Alcora-Group» and it is going to be implemented in the workflow in 2019-2020 (implementation act dated May 27, 2019).

Key words: segmentation, modeling, tumor, analysis.

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ	4
ЗМІСТ	6
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ	9
ВСТУП	10
РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....	13
1.1 Проблеми сегментації ПЕТ-зображень.....	16
1.2 Оцінка сегментації	19
1.3 Проблеми мануальної сегментації.....	21
1.4 Методи на основі порогу	21
1.4.1 Фіксоване порогове значення	22
1.4.2 Ітераційний метод порогу (ITM)	23
1.5 Стохастичні методи та методи засновані на навчанні	25
1.5.1 Змішані моделі.....	25
1.5.2 Нечіткий локально-адаптивний метод Байєса (FLAB)	25
1.5.3 Кластеризація / класифікація інтенсивностей ПЕТ	26
1.6 Методи сегментації на основі регіону	27
1.6.1 Зростання регіону.....	28
1.6.2 Методи на основі графів.....	29
1.7 Методи на основі меж.....	30
1.7.1 Налаштування рівнів і активних контурів.....	30
1.7.2 Методи на основі градієнта.....	31
Висновки до розділу 1	32
РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ	33

					БС.51.27.1300.1404С.ПЗ			
Вим	№ докум.	Дата			Лім.	Лист	Листів	
Розробила	Карлюк А.В.		Система визначення типу пухлин на основі результатів сегментації зображень			6	93	
Перевірів	Носовець О.К.							
Реценз.	Делавар-Касмаї				НТУУ "КПІ ім. Ігоря Сікорського" ФБМІ БС-51			
Н. Контр.	Кисляк С.В.							
Затвердив	Настенко Є.А.							

2.1	Опис клінічного матеріалу	33
2.2	Підготовка даних	37
2.3	Методи моделювання	39
2.3.1	Моделювання сегментації «2.5»	40
2.3.2	Моделювання сегментації «41»	42
2.3.3	Моделювання сегментації «Liver»	45
2.3.4	Моделювання сегментації «SNAP»	47
2.4	Результати оцінки	50
	Висновки до розділу 2	51
	РОЗДІЛ 3 ПРОЕКТУВАННЯ ПРОГРАМНОГО ПРОДУКТУ	53
3.1	Розробка програмного продукту	53
3.1.1.	Декомпозиція 1-ого рівня	54
3.1.2	Діаграма декомпозиції другого рівня	54
3.2	Діаграма дерева вузлів	56
3.3	Use CASE діаграма	57
3.4	Діаграма послідовності	58
3.5	Діаграма діяльності	60
3.6	Діаграма станів	61
	Висновки до розділу 3	62
	РОЗДІЛ 4 РЕАЛІЗАЦІЯ СИСТЕМИ ВИЯВЛЕННЯ ТИПУ ПУХЛИН НА	
	ОСНОВІ СЕГМЕНТАЦІЇ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ	63
4.1	Розробка програмного продукту	63
4.2.	Робота з програмним додатком	64
	Висновок до розділу 4	68
	РОЗДІЛ 5 ОХОРОНА ПРАЦІ	70
5.1	Вибір приміщення та специфікація обладнання	70
5.2	Оцінка небезпечних і шкідливих виробничих факторів та розробка	
	заходів по покращенню умов праці	73
5.2.1	Рухомі механізми	74

5.2.2 Випромінювання	75
5.2.3 Електронезбезпека	76
5.2.4 Пожежна безпека	77
Висновки до розділу 5	78
РОЗДІЛ 6 ЕКОНОМІЧНА ЕФЕКТИВНОСТІ ВПРОВАДЖЕННЯ ПО	79
6.1 Розрахунок річного економічного ефекту	79
6.2 Розрахунок коефіцієнта економічної ефективності і терміну окупності капіталовкладень	79
Висновки до розділу 6	80
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	82
ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....	83
ДОДАТОК А.....	88

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

КТ – комп'ютерна томографія

МРТ – магнітно-резонансна томографія

ПЕТ – позитрон-емісійна томографія

ПЕТ-КТ – позитрон-емісійна томографія в поєднанні з комп'ютерною томографією

SUV – стандартизована величина поглинання

TBR – коефіцієнт відношення розміру пухлини до фону

TLE – оцінка тотального ураження

DSC – коефіцієнт подібності

HD – відстань Хаусдорфа

TPVF – чутливість

FPVF – специфічність

ITM – ітераційний метод порогу

GMM – змішані Гауссівські моделі

EM – алгоритм максимізації очікування

ROI – область, що представляє цікавість

SVM – метод опорних векторів

FCM – нечітка кластеризація C-середніх

ANN – штучна нейронна мережа

RM – алгоритм випадкової прогулянки

PDE – частинні похідні Пуассона

LS – метод налаштування рівнів

ВСТУП

У час світового розвитку науки і технологій, тривимірні зображення, отримані за допомогою методів структурної візуалізації, таких як комп'ютерна томографія і магнітно-резонансна томографія, широко розповсюджені для вивчення анатомічних порушень. Отримані зображення, за умови чіткої та правильної обробки, зазвичай дають докладне структурне обґрунтування анатомії патології чи новоутворення, що далі використовується як для діагностичних так і для терапевтичних цілей.

У порівнянні з мануальним розмежуванням, (напів) автоматичні методи спрямовані на забезпечення більш надійної та досить швидкої об'ємної сегментації. Сучасні методи були адаптовані з різних парадигм сегментації зображення і випробувані для вирішення складних завдань визначення меж та об'єму новоутворення. Для роботи з медичними зображеннями найбільш використовуваними, у силу своєї простоти розрахунку та ресурсної економії, вважаються алгоритми порогового значення, які для визначення потенційної межі пухлини та її розмірів використовують умовно-згенеровані правила включення певного вокселю зображення до регіону. Але відсутність даних порівняльного аналізу призвело до того, що кожний метод оцінювався на різних даних і порівнювався лише з обмеженим числом інших, таким чином, визначається відсутність консенсусу щодо найбільш перспективних методів сегментації 3D зображень.

Актуальність. Для адекватної сегментації тривимірного зображення на практиці найбільш популярними методами є «Liver», «41», «2.5» та «SNAP», за рахунок своєї точності та швидкості. У даній роботі описано результати сегментації по кожному з вищезгаданих методів на одній базі пацієнтів та досліджено точність використаної сегментації для визначення типу пухлини. На основі отриманих результатів пропонується визначити та

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		10

найбільш перспективний та безпомилковий спосіб роботи з медичними зображеннями для визначення меж пухлини та її типу для подальшої імплементації його в програмний додаток.

Мета: Визначення найкращого методу сегментації шляхом побудови прогностичних моделей

Завдання:

1. Створення математичних моделей для визначення типу пухлин за результатами сегментації.
2. Порівняння класифікаційної можливості моделей та вибір методу сегментації з найбільшою точністю.
3. Проектування програмного додатку на основі отриманих моделей
4. Реалізація моделей та інтегрування їх до програмного забезпечення

Об'єкт дослідження. Результати сегментації медичних зображень різними методами («Liver», «2.5», «41», «SNAP») розраховані на основі єдиної бази даних.

Предмет дослідження. Система визначення типу пухлин на основі результатів сегментації зображення

Методи дослідження. Для побудови класифікаторів по кожному з типів пухлин для різних методів сегментації було застосовано метод групового урахування аргументів, для моделювання застосовувалось програмне забезпечення GMDH Shell DS та Microsoft Visual Studio 2017 для реалізації інтерфейсу користувача.

Практичне значення одержаних результатів. Програмне забезпечення було розроблено на замовлення компанії «Alcora-Group» та може бути впроваджене для використання у медичні заклади.

Публікації. За результатами даної роботи було визначено найбільш точний метод сегментації, яким виявився SNAP. Відповідно, у статті

Карлюк А. В., Носовець О. К. «Дослідження ефективності методу сегментації медичних зображень SNAP в залежності від місця локалізації пухлини» у міжнародному науковий журналі "Інтернаука". — 2019. — №8 досліджено точність сегментації у відповідності до локалізації. За результатами порівняльного аналізу найбільш інформативним використання методу було визначено для локалізації новоутворення у шийці матки.

Структура дипломної роботи. Робота побудована за класичним типом та викладена на 93 сторінках машинописного тексту. Складається зі вступу, 6 розділів, висновків, списку використаних літературних джерел, який містить 45 найменувань.

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		12

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

Методи структурної візуалізації, такі як комп'ютерна томографія (КТ) і магнітно-резонансна томографія (МРТ), широко використовуються в клінічній практиці для вивчення анатомічних порушень. Тривимірні (3D) зображення, отримані за допомогою цих методів, зазвичай дають докладну структурну інформацію про анатомію, яка може бути використана для діагностичних і терапевтичних цілей [1]. Однак структурна візуалізація не ідеально підходить для виявлення патології, де клітинна активність є більш суттєвою, ніж анатомічні особливості [1]. Необхідність функціональної характеристики призводить дослідників до розробки сканерів ПЕТ, які можуть надавати молекулярну інформацію про біологію захворювань.

Позитрон-емісійна томографія, ПЕТ — діагностичний і дослідницький метод ядерної медицини, що розвивається. Перевагою цього методу є можливість за допомогою спеціального детекторного обладнання (ПЕТ-сканера) відстежувати розподіл в організмі біологічно активних сполук, помічених радіоізотопами [2].

У поєднанні з КТ або МРТ, використання як функціональної, так і структурної інформації призводить до більш високої чутливості і специфічності. Хоча чутливість ПЕТ-сканерів зазвичай набагато вище, ніж у звичайних структурних зображень, анатомічна інформація з іншої модальності (КТ або МРТ) все ще необхідна для належної інтерпретації та локалізації поглинання радіоактивного випромінювання, а зображення ПЕТ дещо обмежені через низьку роздільну здатність. Отже, існує потреба в оцінці функціональних зображень разом зі структурними для точної локалізації функціональних порушень і відокремлення їх від нормального поглинання ПЕТ-радіотранспортерів, які, як правило, накопичуються в мозку, серці, печінці, нирках тощо [3].

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		13

Деякі статистичні дані щодо використання візуалізації ПЕТ в США узагальнено на рис. 1.1. Більше 1.7 млн клінічних досліджень ПЕТ та ПЕТ-КТ були зареєстровані вже в 2013 році.

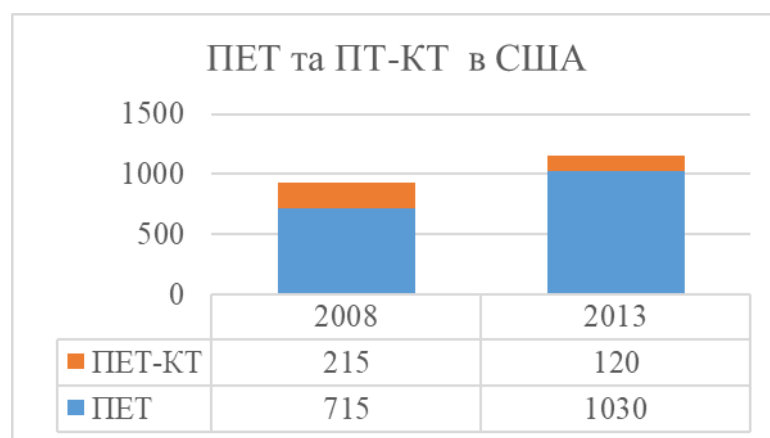


Рисунок. 1.1. Статистичні дані використання візуалізації ПЕТ в США

У порівнянні з одиничним зображенням ПЕТ, використання ПЕТ-КТ відносно більше і продовжує зростати. Візуалізація ПЕТ в основному використовується для (i) діагностики, (ii) постановки, (iii) планування лікування і (iv) спостереження за терапією в різних галузях медицини, таких як (1) онкологія, (2) кардіологія, і (3) неврологія (рис. 1.2).



Рисунок. 1.2. Статистичні дані щодо медичних галузей візуалізації

ПЕТ широко використовується в стадії та подальшій терапії в онкологічних застосуваннях (рис. 1.3).

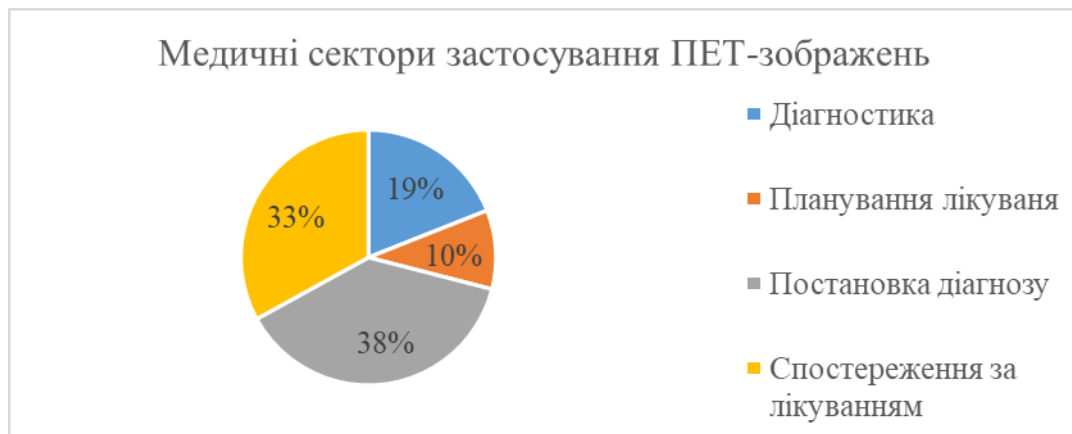


Рисунок. 1.3. Статистичні дані щодо онкологічного застосування ПЕТ

Наприклад, променева терапія, як загальне лікування онкологічних захворювань, спрямована на аномальні тканини і опромінення цільової області з високою дозою випромінювання, що має намір усунути всі ракові клітини. На практиці визначення цієї межі має бути якомога точним, щоб мінімізувати пошкодження здорової тканини, але межа повинна забезпечувати включення всієї протяжності ураженої тканини [1]. ПЕТ також використовується для кількісної оцінки кровотоку в серцевому м'язі і кількісної оцінки наслідків інфаркту міокарда [4]. Зовсім нещодавно ПЕТ використовувався для візуалізації інфекції та інфекції в легенях [5]. Новою нормою в клінічній практиці є отримання ПЕТ-КТ-зображень замість одного ПЕТ-сканування для спільного використання функціональної та структурної інформації.

У доклінічних і клінічних застосуваннях лікарі та дослідники використовують ПЕТ-зображення для визначення функціональних характеристик тканин, тобто клінічні випробування в даний час більше покладаються на візуалізацію, щоб забезпечити об'єктивні заходи до, під час і після лікування. Особливий інтерес у цих процесах представляє функціональна морфологія (площа, об'єм, геометрія, текстура тощо), а також заходи діяльності, такі як стандартизована величина поглинання (SUV) тканин.

Таким чином, для діагностичної або прогностичної оцінки часто необхідний продуктивний метод сегментації зображення.[6].

Якісні оцінки з використанням ПЕТ-зображень часто проводяться візуально фахівцями-радіологами та лікарями ядерної медицини [8], тоді як різні кількісні методи, такі як SUV, коефіцієнт пухлини до фону (TBR), методи нелінійної регресії, оцінка тотального ураження (TLE), та методи, отримані Патлаком, у даний час проходять вивчення [2].

Серед цих показників, SUV є найбільш широко використовуваним для візуалізації ПЕТ, оскільки він дає фізіологічне вимірювання клітинного метаболізму [7]. Явним формулюванням розрахунку SUV є формула 1.1

$$SUV_{\chi} = \frac{C(t)}{D/\chi} \quad (1.1)$$

де χ - будь-яка вага тіла ($\chi=BW$) або орієнтовна маса ($\chi=LBM$), залежно від типу обчислення SUV [9].

D - кількість введеної дози (Bq) і

C (t) - загальна концентрація радіоактивності в тканині в конкретний момент часу.

1.1 Проблеми сегментації ПЕТ-зображень

Сегментацію зображень можна розглядати як два пов'язані завдання: розпізнавання та розмежування [10].

Розпізнавання - це процес визначення "де" об'єкт і його відмінності від інших об'єктів на зображенні.

Розмежування - це акт визначення просторової протяжності області об'єкта на зображенні [11]. У процесі розпізнавання лікарі спостерігають і визначають регіони з високим поглинанням. Визначення областей, де об'єкти розташовані на зображенні, також може бути автоматизоване [12]. При

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		16

розмежуванні метою є чітке відділення регіонів поглинання від фонових і незначних поглинань [11]. Деякі з внутрішніх і зовнішніх факторів, які суттєво впливають на сегментацію зображення ПЕТ, є:

1. Велика мінливість форми, текстури та розташування патологій.
2. Шум.

Ці чинники збільшують труднощі сегментації. Низька роздільна здатність і високе згладжування зменшують контраст, а межі між сусідніми об'єктами часто стають незрозумілими. Або пацієнти іноді не в змозі затримати дихання під час всього сканування, і можуть виникнути артефакти руху. Ці артефакти різко розмивають зображення [14].

По-друге, велика мінливість форми або текстури патологій робить проблему сегментації ще складнішою через труднощі у узагальненні доступних методів ПЕТ-сегментації.

Як показано в [15], шум впливає на сегментацію ПЕТ-зображень і вважається найважливішим чинником розмиття. Однак, деякі стандарти та принципи були введені для забезпечення більш відтворюваного аналізу між скануваннями [16].

Враховуючи вищезазначені складності, пов'язані з зображеннями ПЕТ, було досягнуто значних покращень у методах сегментації зображення ПЕТ. Ці покращення в першу чергу пов'язані з необхідністю точних і надійних інструментів кількісного аналізу, які мають можливість аналізувати мультимодальні зображення в реальному часі. Значний ріст у використанні ПЕТ-КТ і нещодавно МРТ-ПЕТ у клініках полегшує цю потребу.

Огляд категорій, за допомогою яких класифікуються методи сегментації зображення ПЕТ, наведено на рис 1.4

Для різних методів сегментації ПЕТ-зображень, необхідно знати стандартні способи оцінки точності сегментації. Для того, щоб оцінити алгоритм сегментації, слід ідентифікувати справжню межу об'єкта. На жаль, наразі не існує доступної істини, якщо гістопатологічних зразків немає.



Рисунок 1.4. Категорії методів ПЕТ

Це основна проблема для всіх алгоритмів розмежування медичних зображень. Еталонні стандарти використовуються для вимірювання якості алгоритму сегментації. Використання макетних зображень є одним із способів створення штучної істини. Створені істини знають точні розміри об'єкта на зображенні. Крім того, цифровий фантом, тобто синтетичний образ, може бути побудований там, де істинна межа відома, і потім можуть бути додані характеристики візуалізації [17]. Проте анатомія людини є надто складною, щоб її можна було штучно точно представити. Отже, використання фантомів обмежене з точки зору дійсного виконання алгоритмів сегментації.

Інший спосіб, найбільш поширений, полягає у використанні мануально-сегментованих структур і порівнянні цих структур з алгоритмом, що генерується сегментацією [17]. Ця стратегія в даний час є найсучаснішим методом для оцінки та розвитку проблем сегментації медичних зображень.

Хоча важливо включити якомога більше мануальних розмежувань у рамки

оцінювання для того, щоб зменшити помилку вибірки, що виникає внаслідок диференціації фахівців. Часто є необхідним статистично об'єднати всі ці сегменти разом, щоб сформувавши єдину істину.

Широко використовуваним методом для оцінки ефективності є STAPLE [18]. Він оцінює істинність сегментації шляхом зважування кожної сегментації експертів-спостерігачів залежно від оцінюваного рівня продуктивності, а також включає попередню модель просторового розподілу об'єктів, що сегментуються [18].

1.2 Оцінка сегментації

Після створення синтетичної істини, використовують один із трьох основних підходів:

1. Кількісна оцінка об'ємних відмінностей, з використанням матриці змішування (confusion matrix).
2. Метод на основі схожості форм.
3. Статистичні методи на основі регресії.

Об'ємна різниця зазвичай визначається просто обчисленням абсолютної різниці в загальному обсязі між двома сегментами. Така інтуїтивна і проста метрика зазвичай використовується в літературі, але вона не передає достатньо інформації для визначення подібності між двома сегментами. Наприклад, досить ймовірно, що метод сегментації дає такий же обсяг, як і об'єм істини, але сегментація все ще може бути незадовільною (тобто сегментація просочується в не-об'єктну територію з деяким обсягом, але все одно може бути отриманий такий самий обсяг істини).

Насправді, для належної оцінки необхідно використовувати кількісні показники. Існує кілька метрик, які виводяться з матриці змішування, яка використовується для оцінки сегментації. По-перше, коефіцієнт подібності (DSC) є одним з найбільш широко використовуваних кількісних показників,

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		19

і цей індекс дозволяє об'єднати помилкові спрацьовування та хибні помилки в єдине значення для легкого порівняння [19].

DSC вимірює просторове перекриття (у відсотках) між сегментованим ураженням і штучно-створеною істиною, де більш високі значення DSC вказують на якісну сегментацію зображення. Враховуючи, що сегментований об'єм позначається V_1 , а синтетична істина - V_2 , DSC обчислюється наступним чином (формула 1.2)

$$DSC(V_1, V_2) = 2 \frac{|V_1 \cap V_2|}{|V_1| + |V_2|} \quad (1.2)$$

де перекриття двох обсягів V_1 та V_2 вказує на істинну позитивну частку об'єму (TPVF). [13]

Для оцінки сегментації комплексної форми уражень, крім метрик на основних регіонах, слід використовувати границі, для кількісного визначення відмінності форми між окресленим пошкодженням і істинною основою [20]. Геометричні метрики, такі як відстань Хаусдорфа (HD), визначають, наскільки далеко знаходяться дві межі один від одного [21]. Таким чином, точний результат сегментації забезпечить високе значення DSC (високе регіональне перекриття) і низьке значення HD (значну подібність форми). DSC і HD зазвичай відслідковуються разом для більш ретельного аналізу.

Статистичні методи, засновані на регресії (тобто, коефіцієнти кореляції Спірмена та Пірсона) і середня різниця обсягів або відносна частка об'єму для оцінки методів сегментації є набагато більш поширеними, ніж оцінки на основі DSC. Проте, без наявності пари TPVF і 100 - FPVF (специфічність) або DSC, порівняння статистики з абсолютною різницею обсягів не дає повної інформації про точність сегментації. Також може використовуватися ROC-крива для оцінки продуктивності методу

розмежування, поєднуючи особливості алгоритмів сегментації для заданого рівня невизначеності [22, 23].

Отже, точна оцінка алгоритму сегментації повинна базуватися на об'єктивних метриках, таких як чутливість, специфічність та ROC-крива. Варто відзначити, що DSC або є критерієм оцінки на основі регіонів[13].

1.3 Проблеми мануальної сегментації

Ручне нанесення межі навколо об'єкта на зображенні є, мабуть, найбільш інтуїтивним і легко реалізовуваним способом отримання істинного регіону, що і робить його найпоширенішим методом. Однак він має багато недоліків. Ручна сегментація є суб'єктивною, і часто в літературі представлені показники внутрішньо- та між- операційної згоди, що вказує на достовірність отриманих істин [24]. Основними недоліками такої сегментації є те, що вона забирає багато часу, трудомістка і залежить від експертів, що призводить до низької точності і малої ймовірності відтворення. В останньому дослідженні [26], у якому брали участь 18 лікарів з 4 різних відділень, угода, визначена як перекриття обсягу 70%, була знайдена лише у 21,8% радіаційних онкологів і 30,4% гематологічних онкологів.

1.4 Методи на основі порогу

Порогове значення є простим, інтуїтивним і популярним методом сегментації зображень, який перетворює зображення сірого тону в двійкове зображення, визначивши всі вокселі більше певного значення як передній план, а всі інші вокселі розглядаються як фон [27]. Методи сегментації ПЕТ-зображень на основі порогових значень використовують ймовірність інтенсивностей, як правило, за допомогою гістограми зображення. Об'єкти, що представляють цікавість у ПЕТ-зображенні, зазвичай називають областю

поглинання, і ця область займає найбільшу частину зображення. Менша площа (площа фону) прирівнюється до меншої ймовірності появи на зображенні. Крім того, оскільки інтенсивність ПЕТ-зображень має певний фізичний сенс, інтенсивність є дещо унікальною для різних типів тканин, і для утворення сегментації зазвичай достатньо групувати специфічні діапазони інтенсивностей для різних об'єктів. .

Внаслідок природи ПЕТ-зображень, придатні для визначення порогу методи є корисними, оскільки локальна або глобальна гістограма інтенсивності зазвичай забезпечує достатній рівень інформації для відокремлення переднього плану (об'єкта, що цікавить) від фону. Однак існує певна невизначеність, якої не можна уникнути, використовуючи порогові методи. Через мінливість патологій, низьку роздільну здатність, шум та високу невизначеність в нечітких межах об'єктів немає загального консенсусу щодо вибору рівня порогу (особливо в автоматичному виборі порогових значень). Тому визначення оптимального порогу залишається складним завданням. Враховуючи всі ці труднощі, порогові методи все ще є недорозвиненими.

1.4.1 Фіксоване порогове значення

У даному методі, всі пікселі вище рівня інтенсивності призначаються групі, а все інше вважається фоном. Цей рівень може бути наданий експертом, введеним у навчальний набір зображень одного типу, або отриманий аналітичним виразом.[27]. Таким чином, багато методів визначення порогів включають певну невизначеність класу, критерій ентропії, міжкласове відхилення та багато інших типів критеріїв для того, щоб врахувати цю природу нечітких об'єктів [27]. У багатьох клінічних дослідженнях, таких як SUV 2.5, встановлюється попередньо визначений пороговий рівень для диференціації злоякісних утворень від доброякісних [14]. SUV (Standardized uptake value - стандартизований рівень накопичення) - термін, який використовується в ПЕТ, що позначає відношення питомої

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		22

радіоактивності області випромінювання до загальної введеної питомої радіоактивності.

Аналогічно, SUV_{max} також може використовуватися для відокремлення об'єкту від фону, використовуючи конкретний відсоток. SUV_{max} , має перевагу, оскільки нормалізується між пацієнтами. Найбільш поширеною пороговою величиною, обраною в клінічних умовах, є 40–43% від SUV_{max} , але це не завжди працює добре і потребує коригування для різних зображень ПЕТ, залежно від властивостей зображення, типу сканера, реконструкції, уявлень і т.п.

Іншим недоліком такого підходу з пороговим значенням є тенденція до переоцінки меж ураження, особливо для малих уражень. Тому часто необхідною є адаптація порогу з додатковою інформацією або керівництвом користувача, для забезпечення клінічно чіткого розмежування. [14]

1.4.2 Ітераційний метод порогу (ITM)

Ітераційний пороговий метод (ITM), оцінює обсяги ПЕТ без анатомічних попередніх знань. ITM ітеративно сходиться до оптимального порогу, який буде застосований до зображення ПЕТ.

Метод заснований на каліброваних кривих порогового обсягу при зміні співвідношення S/B , отриманих при вимірюванні фантомів за допомогою сфер відомих обсягів. Після чого виміряні співвідношення S/B уражень оцінюють з ПЕТ-зображень, і їх обсяги обчислюють ітеративно [15, 16]. Даний процес проілюстровано на рис. 1.5.

ITM починається з отримання декількох кривих, які спостерігаються при типових співвідношеннях S/B у ПЕТ-зображень. Далі використовується калібрована крива S/B -порогового обсягу, яка найкраще відповідає виміряному співвідношенню S/B . Для обраної кривої S/B -порогового обсягу існує фіксоване порогове значення $T1$ (фіксована порогова область) для великих обсягів, що застосовується до зображення ПЕТ, і початкова оцінка обсягу ($V1$) проводиться за допомогою еліпсоїдної моделі .

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		23

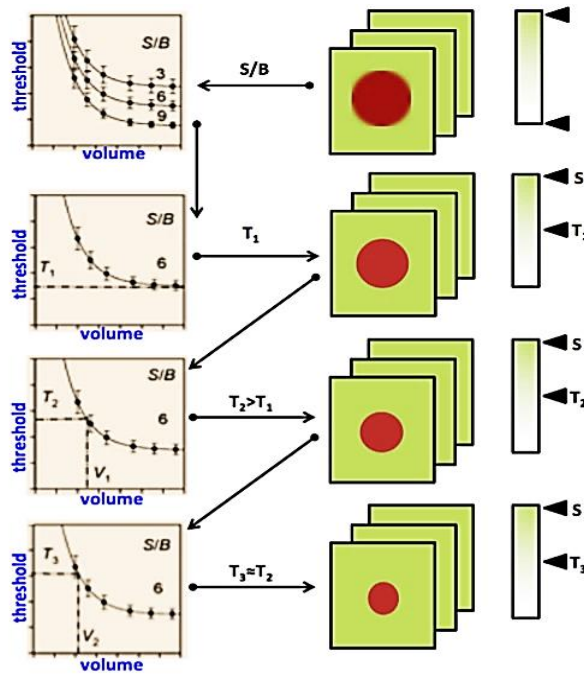


Рисунок. 1.5. Ітераційний метод для визначення оптимального порогу

Значення V_1 використовується для визначення другого порогового значення T_2 . Якщо значення T_2 значно більше, ніж T_1 , то порогове значення T_2 знову застосовується до шкали сірого зображення ПЕТ, і обчислюється другий об'єм V_2 . [15, 16].

Якщо порогові значення T_2 і T_3 не відрізняються істотно, ітерація зупиняється на етапі 3 з оцінкою обсягу V_3 . Тобто вона розглядається з розрахунковим обсягом V_n , якщо порогове значення T_n не відрізняється значно від T_{n+1} . Приклад процесу розмежування наведено на рис. 1.6, де в 4-ох ітераціях був знайдений оптимальний поріг.

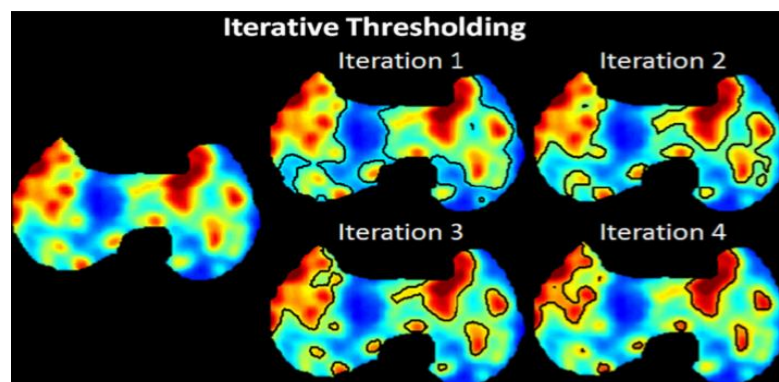


Рисунок. 1.6. Результат сегментації кожної ітерації за допомогою ІТМ

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

ITM вимагає лише відношення S/B, що легко дістається з зображення ПЕТ, і кривої S/B-порогу [29]. Однак, важливо зазначити, що крива S/B сильно залежить від пристрою формування зображення. ITM не може бути застосований для уражень з діаметром, близьким до просторової роздільної здатності сканера. ITM оцінює об'єм коректно, тільки якщо розподіл активності зображення є однорідним. Асиметричний розподіл активності призводить до заниженого обсягу [30].

1.5 Стохастичні методи та методи засновані на навчанні

Стохастичні методи використовують відмінності між областями поглинання і фоном. Методи, засновані на навчанні, аналогічно використовують алгоритми розпізнавання образів для статистичної оцінки залежностей у даних.

1.5.1 Змішані моделі

Розподіл інтенсивності об'єктів у межах ПЕТ-зображень зазвичай вважається приблизно Гауссівської форми.

Змішані Гауссівські моделі (GMM) передбачають, що будь-який розподіл інтенсивностей на ПЕТ-зображенні можна апроксимувати підсумовуванням Гауссівських щільностей з метою ідентифікації та відокремлення їх алгоритмом максимізації очікування (EM).

1.5.2 Нечіткий локально-адаптивний метод Байєса (FLAB)

Інший підхід, є методом локальної адаптивної сегментації ПЕТ на основі байєсівської статистики [33]. Цей метод відомий як нечітка локально-адаптивна байєсівська (FLAB) сегментація.

FLAB - це статистичний метод, який розглядає зображення як два класи твердих тканин. Завдяки нечітким властивостям моделі FLAB дозволяє вокселям належати одному з двох класів, де вокселі, що належать до «нечіткого рівня», залежать від його членства у цих класах.

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		25

Для виконання FLAB необхідним є ідентифікація ROI, отже, алгоритм не повністю автоматизований. Хоча FLAB виявився досить надійним і добре відтворюваним [33]. Для оцінки розмірів пухлини, ідентифікація ROI може бути важкою, коли виникають гетерогенні або високі області поглинання [35]. Для точного статистичного моделювання класів тканин необхідне значне число фонових вокселів. Крім того, використання FLAB для сегментації гетерогенних уражень обмежується лише двома класами (фон і область поглинання);

Отже, FLAB може бути ненадійним при роботі з більш ніж двома класами. Нещодавно було опубліковано вдосконалену версія FLAB, що дозволяє до трьох класів пухлин замість двох.[36]. Удосконалена версія, іменована 3-FLAB, має більш високу точність і надійність у порівнянні з адаптивною.

1.5.3 Кластеризація / класифікація інтенсивностей ПЕТ

Методи класифікації прагнуть розділити простір ознак, отриманий з зображення, використовуючи дані з відомими мітками [37]. Однак недоліком методів, що контролюються, є те, що вони, як правило, не враховують просторову інформацію у рішення про маркування, а вимога ручної взаємодії для отримання навчальних даних є трудомісткою. Що у результаті збільшує обчислювальну складність.

Методи кластеризації можуть використовувати просторову інформацію, що міститься в ПЕТ-зображеннях, але без використання навчальних даних [38]. Оскільки ці методи не потребують навчальних даних, вони називаються алгоритмами без нагляду. Порівняно з контрольованими методами, кластеризація має меншу обчислювальну складність; однак, є чутливою до шуму. Приклади контрольованих і неконтрольованих методів, що використовуються у сегментації ПЕТ, включають k-найближчих сусідів (k-NN) [31], SVM [39], Fuzzy C-Means (FCM) [32], штучну нейронну мережу (ANN) [31] і спектральну кластеризацію [34].

Методи кластеризації спрямовані на збирання предметів з подібними властивостями (тобто, значення інтенсивності, просторового розташування тощо). Подібно до деяких популярних порогових методів, кластеризація також може спричиняти жорсткі і м'які межі або «нечіткі» об'єкти [6]. Кластеризація є дуже корисною, особливо коли форми областей поглинань є не випуклими з гетерогенним фоном. Метод спектральної кластеризації має потенціал для точного розмежування пухлин, що містять неоднорідну активність у присутності гетерогенного фону [34].

Інший поширений метод кластеризації, FCM, був використаний в ПЕТ вперше в для сегментації мозкових пошкоджень [35]. Алгоритм FCM класифікує вокселі в одну з двох груп, ґрунтуючись на «нечітких» рівнях, де через низьку роздільну здатність певний воксель дозволяє включити суміш декількох типів тканин. Після цього FCM вирішує, якому типу тканини воксель, найвірогідніше, належить. В кінці, алгоритм розрізає кластери на передній план і фон, використовуючи підхід на основі графів і збігається до глобального оптимуму ітеративно.

1.6 Методи сегментації на основі регіону

Іншим особливим типом техніки сегментації ПЕТ є регіональні методи сегментації, де однорідність зображення є основним фактором для визначення меж об'єктів.

Незважаючи на те, що методи сегментації на основі регіонів також використовують інтенсивності зображення, вони набагато більш сконцентровані на локальному розподілі (однорідності) інтенсивностей на зображенні. Методи, що базуються на регіонах, в основному поділяються на дві підгрупи при розгляді ПЕТ-зображень: Зростаючий регіон та Методи засновані на графах. На рис. 1.7 показано додаткові підгрупи даних методів сегментування на основі регіонів.

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		27

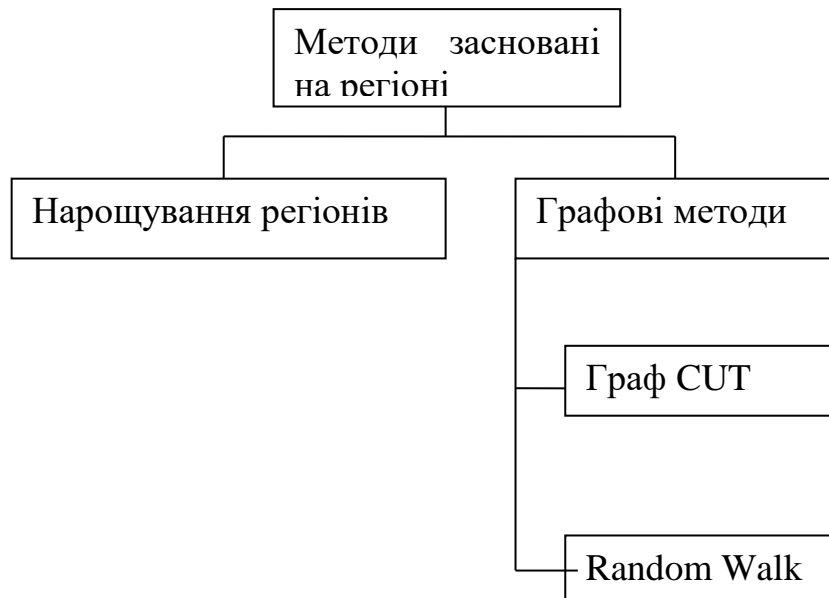


Рисунок. 1.7. Огляд методів сегментації на основі регіонів

1.6.1 Зростання регіону

Принциповий недолік методів сегментації на основі гістограм, таких як порогові методи, полягає в тому, що гістограми не дають просторової інформації. Одним з методів, які враховують зображення просторової інформації разом з інформацією про інтенсивність, є «Зростання регіону» [40]. Алгоритм починається з визначення користувачем початкової точки. Далі, на основі середнього і стандартного відхилення інтенсивностей в межах локальної області ініціалізації, пов'язані пікселі або включаються або виключаються в результат сегментації. Другий вхід, метрика однорідності, використовується для вирішення того, наскільки різняться нові пікселі з статистичними даними вже вибраного регіону і чи можуть бути включені в сегментацію [28]. Цей процес повторюється до тих пір, поки не буде розкрито всю область, або доки сегментована область не буде стабільною. У порівнянні з методами фіксованого порогоу, SUV2.5 і SUV43%, алгоритм вирощування області виявився більш точним з меншим стандартним відхиленням [28]. Результати сегментації, отримані з методу вирощування області, є відтворюваними, але сильно залежать від ініціалізації сегментації.

На рис. 1.8 наведено процес розмежування з урахуванням різних ініціалізацій та параметрів гомогенності. Хоча доведено, що методи вирощування регіону добре працюють на однорідних областях з відповідно заданими параметрами однорідності інтенсивності, сегментація гетерогенних структур була незадовільною (рис. 1.8 (a, b)). Зростання регіону може допустити помилку навіть для однорідних областей поглинання, коли параметр однорідності алгоритму не встановлено належним чином (рис. 1.8 (c)). Способи вирощування області не здатні обробляти сегментацію декількох об'єктів (рис. 1.8 (d)). Таким чином, параметри гомогенності для випадків множинних уражень ще не оцінені.

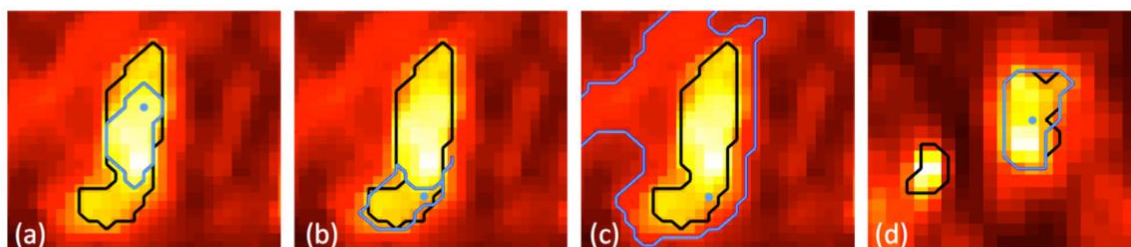


Рисунок. 1.8. Процес розмежування методом «Наростання регіонів» з урахуванням різних ініціалізацій

1.6.2 Методи на основі графів

Підходи на основі графів мають велику перевагу над іншими методами сегментації ПЕТ, оскільки включають ефективне розпізнавання процесу сегментації за допомогою ініціалізації переднього плану та фону, визначених користувачем (або автоматично) для визначення об'єктів у зображенні [41]. Зазначені точки діють як суворі обмеження і об'єднують глобальну інформацію з локальними парами пікселів [25] для отримання оптимальних результатів сегментації. Двома найпоширенішими методами, заснованими на графах, що використовуються для сегментації ПЕТ, є Cut і Random Walk.

Cut - граф, де вузли є вокселями, а ребра представляють силу схожості між вузлами. Після того, як граф побудований, ребра зрізаються так щоб мінімізувати вартість всіх можливих скорочень. Граф оптимально сегментує

зображення з використанням локальної парної схожості пікселів [41]. Проте він не дає оптимальних результатів для шумних зображень [25].

Алгоритм випадкового ходьби (RW). Вперше з'явився для додатків комп'ютерного зору і був використаний пізніше для сегментації зображень [25]. RW є стійким до шумів і слабких кордонів. RW було порівняно з двома добре відомими методами сегментації на основі порогових значень, FLAB і FCM, і алгоритм перевершив їх [25]. Було виявлено, що RW перевершував ці часто використовувані методи у точності, надійності та ефективності обчислень. Один недолік RW полягає в тому, що він не може обробляти мультифокальні області поглинання [21]

1.7 Методи на основі меж

Замість того, щоб використовувати статистику всього зображення або однорідність зображення для сегментації, метричні методи сегментації були розроблені для виявлення та визначення меж об'єктів у ПЕТ-зображеннях. Однак розміщення меж об'єктів у ПЕТ-зображеннях є складним завданням через низьку роздільну здатність і шум зображень ПЕТ. Методи, засновані на межах, можуть бути розділені на дві підгрупи:

1. Методи налаштування рівнів і активних контурів.
2. Градієнтні методи.

1.7.1 Налаштування рівнів і активних контурів

В [42] запропоновано концепцію активних контурів, яку також називають «зм'ямами», де первинний контур навколо об'єкта деформується і рухається до країв бажаного об'єкта. Деформація контуру обробляється енергетичною функцією. Енергетична функція складається з двох множин: внутрішньої і зовнішньої енергії. Внутрішня енергія гарантує гладкість контуру, тоді як зовнішня змушує контур рухатися до особливостей (градієнт, текстура, тощо) зображення.

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		30

Класичні активні контурні методи покладаються на градієнт, і їх продуктивність залежить від місця розташування початкового контуру. Більш того, класична модель не може впоратися з топологічними змінами кривої. Для зображень ПЕТ було адаптовано ряд активних методів сегментації на основі контуру [43]. І було застосовано класичну модель активного контуру для сегментації печінкових ПЕТ зображень. У даному підході було оцінено зовнішню енергію шляхом розв'язання рівняння з частинними похідними Пуассона (PDE).

Метод налаштування рівня (LS) був запропонований для способу моделювання активних контурів шляхом простежування поверхні поділу між різними фазами потоків рідини [44]. Це виявилось дуже потужним інструментом для відстеження рухів поверхні у часі. В основному, LS намагається використати інформацію інтенсивності градієнта шляхом ітеративного розв'язання рівняння Ейлера - Лагранжа.

Непрямо включаючи параметризацію кривої та оцінку геометричних властивостей, ці методи здатні обробляти топологічні зміни набагато краще, ніж інші межові та регіональні методи. Також LS добре працює при сегментації мультиоб'єктів, якщо ініціалізація LS виконана належним чином. Однак, метод обчислювально складний і сильно залежить від початкового стану.

1.7.2 Методи на основі градієнта

Щоб знайти місце, де відбуваються локальні зміни інтенсивності, градієнт зображення зазвичай обчислюється між вокселем і сусідніми вокселями.

Проте, простий аналіз різких змін значень інтенсивності ПЕТ часто не дає оптимальних результатів сегментації через декілька проблем, які роблять процес сегментації менш надійним або не точним. Найбільш вагомими проблемами є низька роздільна здатність ПЕТ-зображень і високий РVE, які призводять до згладжування меж. Зображення ПЕТ також мають

значний шум, і це відображається на методах, що базуються на градієнті, що призводить до неоптимального рішення [45].

Метод сегментації ПЕТ-зображень на основі градієнта було названо GRADIENT (MIM Software, Cleveland, OH) і було підтверджено в декількох дослідженнях, що демонструють більш високу продуктивність, ніж порогові методи (мануальний та з фіксованим порогом) [17].

GRADIENT вимагає визначеної користувачем початкової точки та визначеного користувачем еліпса, який потім використовується для обмежувальної області для виявлення градієнтів [17].

Однак обсяг згладжування, який використовується в етапах попередньої обробки і постобробки, а також шум у ПЕТ-зображеннях - це деякі з невирішених проблем у сегментації ПЕТ-зображень.

Висновок до розділу 1

Візуалізація ПЕТ забезпечує кількісну функціональну інформацію про захворювання, а сегментація зображення має велике значення для вилучення цієї інформації.

У даному дослідженні презентовано сучасні методи сегментації зображень, які використовуються для формування зображень ПЕТ, а також останні досягнення методів, що застосовуються до зображень ПЕТ, ПЕТ-КТ та МРТ-ПЕТ. Докладно досліджено різні методи сегментації: порогові методи, методи на основі градієнту та сегментація на основі меж.

Враховуючи широкий спектр методів можна відзначити, що хоча не існує методу сегментації ПЕТ-зображення, який є оптимальним для всіх задач або може компенсувати всі труднощі, властиві тривимірним-зображенням, для локальних застосувань розробка методів сегментації, які поєднують анатомічну інформацію та метаболічну діяльність в одних і тих же гібридних є перспективним і відкритим для подальших досліджень.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

2.1 Опис клінічного матеріалу

Дане дослідження було проведено на базі даних, що містить 252 спостереження. Для кожного з пацієнтів було визначено місце локалізації новоутворення (CERVIX – шийка матки, HN – головний та шийний відділ, LUNG - легені) та основні характеристики, що розраховані по кожному з досліджуваних методів сегментації зображень (LIVER, 2.5, 41, SNAP).

Отже, база даних представляю собою файл формату .xlsx (Рисунок 2.1)

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T
1	ID	SURNAME	AGE	SEX	PRIMARY TUMOR	HYSTO	TYPE	GRADE	T	N	M	MEAN_2.5	MTV_2.5	TLG_2.5	MEAN_LIVER	MTV_LIVER	TLG_LIVER	MEAN_41	MTV_41	TLG_41
2	53330	PRAVILO A	61	M	HN	SQUAMOUS	CERATAZING	1	2	1	0	7,355	26,902	197,865	7,355	29,602	197,865	12,668	8,734	110,64
3	50091	SAVCHENK	59	M	HN	SQUAMOUS	CERATAZING	1	3	1	0	3,437	5,739	19,725	3,086	8,162	25,187	3,164	7,588	24,01
4	53427	MAGAMADC	48	M	HN	SQUAMOUS	NON CERATAZING	1	3	2	0	4,179	19,194	80,22	3,911	22,319	87,295	4,69	13,774	64,602
5	58736	TSEKHANS	48	F	HN	ADENO		1	3	0	1	4,864	39,383	191,563	5,022	36,77	184,647	5,516	28,996	159,946
6	59141	OLESOV A I	61	M	HN	SQUAMOUS		1	3	2b	0	3,998	7,711	30,824	3,834	8,476	32,497	4,197	6,891	28,083
7	44546	GAFAROV E	55	M	HN	SQUAMOUS	CERATAZING	1	4	1	0	6,496	70,464	457,733	5,389	93,038	501,379	8,684	39,345	341,654
8	55653	SOLYAR D	30	M	HN	SQUAMOUS	CERATAZING	1	4	2	0	7,555	19,316	145,933	6,849	22,248	152,369	13,009	6,885	89,564
9	59228	GOLOVOCHI	63	M	HN	SQUAMOUS	CERATAZING	1	4a	x	0	4,808	5,165	24,836	4,341	6,823	29,62	4,808	5,165	24,836
10	57660	SCHEBENT	37	F	CERVIX	SQUAMOUS	NON CERATAZING	2	2	1	0	5,687	44,992	255,867	4,958	56,64	280,799	8,09	20,928	169,297
11	58956	FEDOROVA	48	F	CERVIX	SQUAMOUS	CERATAZING	2	2A	2	0	4,807	52,224	251,033	4,702	54,592	256,696	5,391	39,808	214,619
12	46423	TKACHENK	36	F	CERVIX	SQUAMOUS	CERATAZING	2	2B	1	0	5,903	145,664	859,879	4,407	228,864	1008,512	8,762	63,808	559,104
13	47947	IVANOVA A.	33	F	CERVIX	SQUAMOUS	NON CERATAZING	2	2B	1	0	7,562	66,496	502,836	7,228	71,04	513,493	12,519	24,256	303,672
14	59223	KALNITSKA	34	F	CERVIX	SQUAMOUS		2	2B	0	0	8,715	73,856	643,63	8,758	73,344	642,34	14,691	29,375	431,559
15	60086	LUKYANOV	42	F	CERVIX	SQUAMOUS		2	2B	1	1	4,999	26,688	133,404	4,541	32,064	145,587	6,854	11,712	80,279
16	61278	ZARETSKA'	53	F	CERVIX	SQUAMOUS	CERATAZING	2	2B	1	1	5,633	50,816	286,225	5,553	52,16	289,639	8,112	22,72	184,309
17	64419	ZHITNIK S C	52	F	CERVIX	SQUAMOUS	NON CERATAZING	2	2B	0	0	5	48,054	240,428	5,05	47,104	237,982	6,26	26,24	164,25
18	50189	FUKS T V	60	F	CERVIX	SQUAMOUS	CERATAZING	2	3A	0	0	6,121	135,616	830,118	5,804	147,84	858,007	9,497	50,368	478,36
19	56003	KAPELYUK	61	F	CERVIX	SQUAMOUS	NON CERATAZING	2	3B	0	0	4,754	56,448	268,345	4,621	59,712	275,956	5,635	35,072	197,632
20	58821	DEHTYARE	37	F	CERVIX	SQUAMOUS	NON CERATAZING	2	3B	1	0	6,522	85,696	558,87	6,462	86,976	562,012	8,432	48	404,73
21	64589	SAKARA N I	58	F	CERVIX	SQUAMOUS	CERATAZING	2	3B	0	0	4,855	43,392	210,656	3,73	71,488	266,648	6,024	26,368	158,829
22	32889	URKUMBAE	63	M	HN	SQUAMOUS	CERATAZING	2	2	0	0	3,762	6,696	25,192	3,703	7,014	25,975	3,887	6,058	23,55
23	50370	GORBUNO	66	M	HN	SQUAMOUS	CERATAZING	2	2	0	0	2,582	11,284	54,291	2,582	11,284	54,291	5,452	8,287	45,165
24	53767	BEREZENK	35	F	HN	SQUAMOUS	CERATAZING	2	2	2c	0	6,277	16,001	100,435	6,171	16,447	101,493	8,58	7,969	68,374
25	56614	AHMETZAYI	61	M	HN	SQUAMOUS	CERATAZING	2	2	2c	0	4,508	5,227	23,563	4,149	6,12	25,394	4,737	4,59	21,743
26	58996	IVANOVA N	53	F	HN	SQUAMOUS	CERATAZING	2	2	2c	0	3,818	5,164	19,713	3,865	4,972	19,217	3,834	5,1	19,553
27	43801	BORODENI	45	M	HN	SQUAMOUS	CERATAZING	2	3	2c	0	4,283	7,459	31,949	4,161	7,905	32,894	4,693	4,972	24,329

Рисунок 2.1. Приклад бази даних

Необхідними характеристиками для моделювання, що розраховуються по кожному методу сегментації зображень є:

1. MEAN - Міра розподілу ймовірностей. Розглядається дискретний розподіл величини, а отже даний показник розраховується сумою по кожному зваженому значенню. Тобто кожне можливе значення вокселю перемножується з його ймовірністю, а потім усі результати сумуються.

Математичне представлення описано формулою нижче:

$$\mu = \sum x \cdot p(x) \quad (2.1)$$

де x – числове значення яскравості вокселю.

$p(x)$ – ймовірність значення вокселю

2. MVT (Mean value theorem) - середнє значення вибірки.

3. GLCM Homogeneity (Gray-Level Co-Occurrence Matrix - матриця спільного рівня сірого) - близькість розподілу елементів в GLCM до діагоналі GLCM. При однорідному зображенні, воно матиме лише кілька рівнів сірого даючи GLCM небагато значень, але досить з високими ймовірностями. Таким чином сума квадратів буде високою. Аналітичний розрахунок показника проводиться за наступною формулою

$$\text{GLCM Homogeneity} = \sum_{i=0}^{G-1} \sum_{j=0}^{G-1} \{P(i, j)\}^2 \quad (2.2)$$

де G - кількість використовуваних рівнів сірого,

P – матриця ймовірностей.

4. GLCM Entropy - Оцінка однорідності зображення шляхом вимірювання ентропії. Неоднорідні сегменти мають низьку ентропію першого порядку, у свою чергу однорідні сегменти – високу ентропію.

$$\text{ENTROPY} = - \sum_{i=0}^{G-1} \sum_{j=0}^{G-1} P(i, j) \times \log(P(i, j)) \quad (2.3)$$

де G - кількість використовуваних рівнів сірого,

P – матриця ймовірностей

5. GLRLM SRE (Short-Run Emphasis) – короткочасний акцент однорідності в зображенні. Матриця GLRLM (grey-level run length matrix) визначає розмір однорідних частин для кожного рівня сірого.

У 3D зображеннях дана матриця розраховується для 11 різних індексів структур, де значення 3D є середнім по 13 напрямленням. Елемент (i,j), що відповідає числу однорідних серій вокселей jj з інтенсивністю ii на зображенні називають GLRLM (i, j).

$$GLRLM_{SRE} = \text{Average over 13 directions} \left(\frac{1}{H} \sum_i \sum_j \frac{GLRLM(i,j)}{j^2} \right) \quad (2.4)$$

де H – відповідає кількості однорідних повторень

6. GLRLM LRE (Long-Run Emphasis) – довгий акцент, розподіл довгих однорідних сегментів в зображенні. Розраховується за наступною формулою:

$$GLRLM_{SRE} = \text{Average over 13 directions} \left(\frac{1}{H} \sum_i \sum_j GLRLM(i,j) \cdot j^2 \right) \quad (2.5)$$

де H – відповідає кількості однорідних повторень

7. GLZLM LGZE (Low Gray-level Run Emphasis) – розподіл низького рівня сірого.

$$GLRLM_{SRE} = \text{Average over 13 directions} \left(\frac{1}{H} \sum_i \sum_j \frac{GLRLM(i,j)}{i^2} \right) \quad (2.6)$$

де H – відповідає кількості однорідних повторень

8. GLZLM HGZE (High Gray-level Run Emphasis) – розподіл високого рівня сірого.

$$GLRLM_{SRE} = \text{Average over 13 directions} \left(\frac{1}{H} \sum_i \sum_j GLRLM(i,j) \cdot i^2 \right) \quad (2.7)$$

де, H – відповідає кількості однорідних повторень

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		35

9. **SKEWNESS** - міра асиметрії. Розподіл є асиметричним, якщо зліва та справа він має відмінний зовнішній вигляд. Якщо коефіцієнт асиметрії менше, ніж -1 або більше 1, розподіл сильно перекошений. Якщо між -1 і -0.5 або між +0.5 і +1, розподіл помірно перекошений, між -0.5 і +0.5 - розподіл приблизно симетричний. Аналітично показник розраховується за наступною формулою:

$$\text{skewness} = \frac{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{\left(\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \right)^3} \quad (2.8)$$

де \bar{x} – середнє значення пікселів в вибірці,

s – стандартне відхилення, в чисельнику знаходить третій центральний момент.

10. **KURTOSIS** - Міра ввігнутості розподілу даних, тобто показник наскільки «стрімкі» дані відносно нормального розподілу, яка обчислюється за формулою:

$$\text{KURTOSIS} = \frac{m_4}{\sigma^4} - 3 \quad (2.9)$$

де m_4 — центральний момент четвертого порядку,

σ^2 — дисперсія.

11. **ENTROPY** - міра невизначеності розподілу ймовірностей.

$$\text{ENTROPY} = \log(\bar{H}) = - \sum_{i=1}^n p_i \log(p_i) \quad (2.10)$$

де, n - стани системи в яких вона може перебувати, тобто градація рівня сірого якого може набувати воксель,

p – ймовірність.

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		36

12. SPHERICITY - міра близькості наближення форми об'єкта до математично досконалої форми сфери. Вона розраховується як відношення площі поверхні сфери (з тим же об'ємом, що і у даного сегменту) до площі поверхні сегменту.

$$SPHERICITY = \frac{\pi^{\frac{1}{3}}(6V_p)^{\frac{2}{3}}}{A_p} \quad (2.11)$$

де, V_p – об'єм поверхні частинки,

A_p – площа поверхні сегменту.

13. COMPACTITY - компактність, частина заповненої середи, що розглядається

2.2 Підготовка даних

База даних складається з розрахованих вищеописаних параметрів для всіх спостережень по кожному з методів сегментації зображень для першого, другого та третього ступеня пухлини. З 252 спостережень 132 чоловічої статі та 120 жіночої (рис. 2.2)

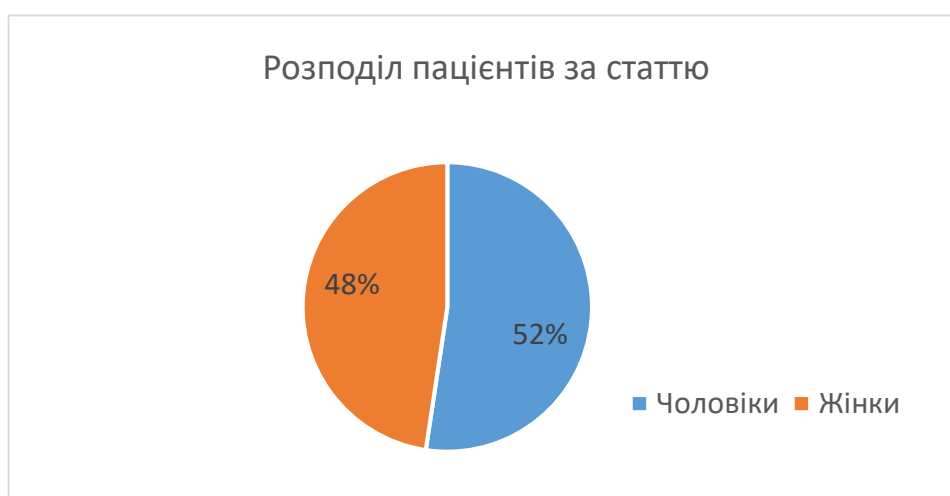


Рисунок 2.2. Розподіл пацієнтів за статтю

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

Вік пацієнтів варіюється від 30 до 80 років. (рис. 2.3)

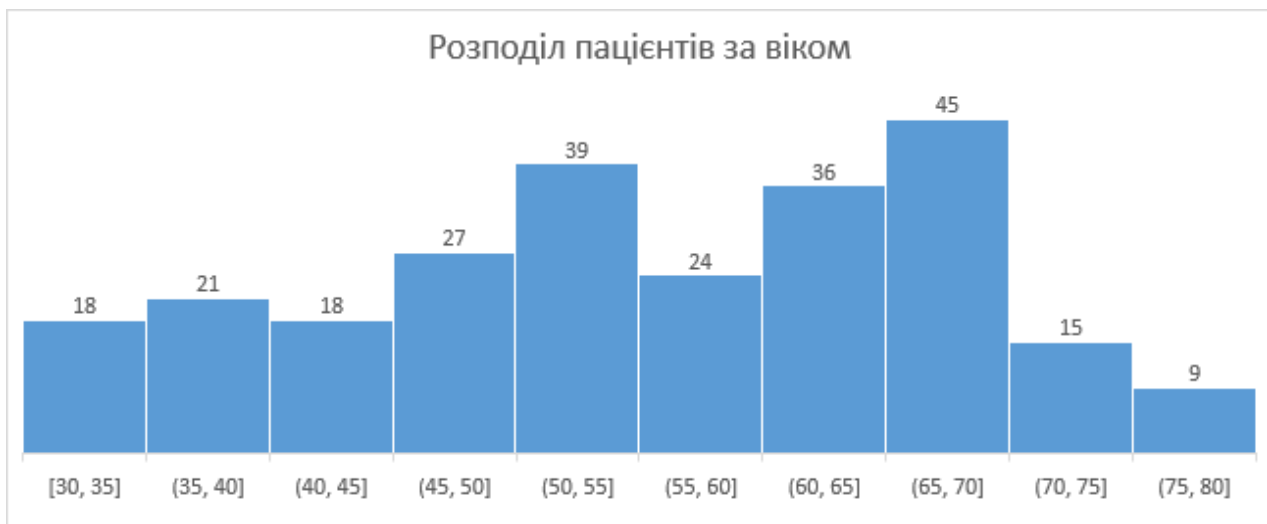


Рисунок 2.3. Розподіл пацієнтів за віком

Розподіл місць локалізації новоутворень майже рівномірний, тобто пухлини в шийно-головному відділі присутні у 91 пацієнта, у шийці матки у 63 пацієнок та у легенях у 99 пацієнтів (рис. 2.4)



Рисунок 2.4. Розподіл місця локалізацій пухлин

Це, у свою чергу, свідчить про широку репрезентативність вибірки і придатність для статистичного аналізу та класифікації.

Для початку роботи усі дані було умовно поділено на три вибірки:

навчальний набір даних, тестовий та екзаменаційний у відношенні 70% : 20% : 10% відповідно.

Для роботи дані було поділено на три групи за методологією «один проти всіх». Тобто спочатку визначались об'єкти, що належать першому грейду як позитивний результат, а дані другого і третього, як негативний, другий класифікатор будувався на значеннях другого грейду, як позитивної мітки та, відповідно, третій класифікатор –мітки третього грейду як істинної. Для побудови моделі необхідно мати збалансовані дані, для уникнення помилок у результатах класифікації для цього по кожному з класифікаторів було застосовано вбудований алгоритм, що використовується програмним забезпеченням GMDH Shell версії DS 3.8.9.

2.3 Методи моделювання

Моделювання проводилось за допомогою програмного забезпечення GMDH Shell версії DS 3.8.9. Використовуючи підготовлені дані для кожного з методів сегментації, було побудовано дванадцять моделей для класифікації по кожному з типів пухлини.

Для вирішення задачі побудови моделей класифікації було застосовано метод групового врахування аргументів (МГУА) шляхом покрокового додавання аргументів.

Алгоритмом було побудовано більше 30 тис. моделей по кожному класифікатору, найкраща модель визначалась за логікою «Найменша складність – найбільша точність». Для того щоб запобігти перенаванню складності моделі було обмежено до 20 змінних. Перевірка адекватності побудованих моделей розраховується оцінкою точності по кожному з типів пухлини на тестовій та екзаменаційній вибірках.

Для візуалізації та більш точної оцінки якості класифікації використовується ROC-крива, що відображає співвідношення між часткою

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		39

вірно класифікованих об'єктів до частки невірно класифікованих об'єктів. Результатом оцінки вважається площа під побудованою кривою.

2.3.1 Моделювання сегментації «2.5»

Даний метод заснований на граничному значенні. Для витягнення всіх істинних значень вокселей, тобто об'єму пухлини, метод має свої умовні правила включення того чи іншого вокселя до позитивно визначеного. У методі 2.5 таким значенням, є число, що відповідає 2.5 SUV.

У формулах (2.12), (2.13), (2.14) представлено результати побудови моделей для методу сегментації «2.5» по різним типам пухлини (1, 2 та 3 відповідно). Також для кожної моделі на рисунках 2.5, 2.6, 2.7 представлено результати оцінки точності шляхом побудови ROC-AUC.

$$y = -0,453 + 0,580 \cdot x_2 \cdot x_8 + 0,358 \cdot x_{14}^2 + 0,0003 \cdot x_3 \cdot x_5 - 0,134 \cdot x_4 \cdot x_9 + 0,060 \cdot x_1 \cdot x_{15} + 0,089 \cdot x_8^2 + 14,458 \cdot x_3 \cdot x_9 - 0,906 \cdot x_3 \cdot x_6 - 0,053 \cdot x_1 \cdot x_{11} \quad (2.12)$$

де, x_1 - CERVIX, x_2 - HN, x_3 - LUNG, x_4 - MVT, x_5 - TLG, x_6 - GLCM Homogeneity, x_7 - GLCM Entropy, x_8 - GLRLM LRE, x_9 - GLZLM LGZE, x_{10} - GLZLM HGZE, x_{11} - KURTOSIS, x_{12} - ENTROPY 10, x_{13} - ENERGY, x_{14} - SPHERICITY, x_{15} - COMPACITY

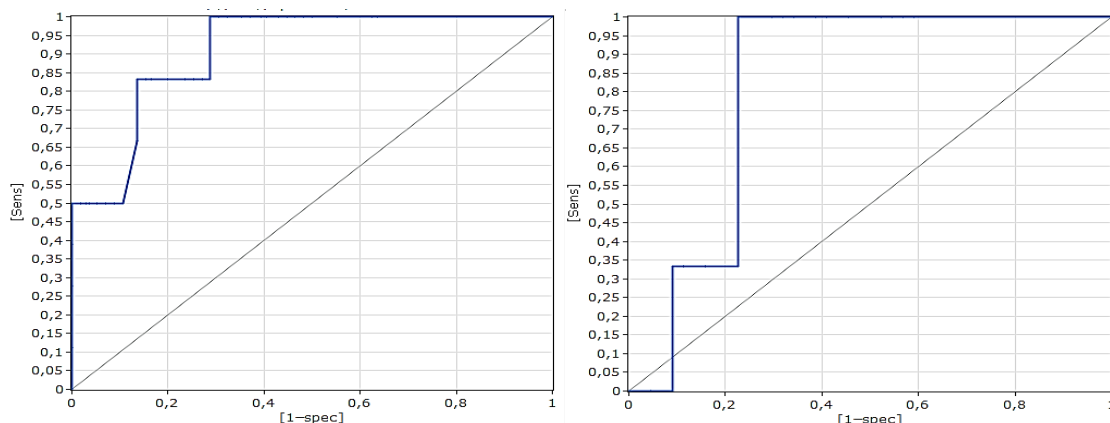


Рисунок 2.5. ROC-крива для методу «2.5» першого типу пухлини:

1- для тестової вибірки, 2 - екзаменаційної

У результаті підрахунків було визначено площу під ROC-кривою тестової вибірки, що становить 0.909, та площу під кривою екзаменаційної вибірки – 0.818.

$$y = -0,076 + 22,263 \cdot x_7 \cdot x_9 - 49,747 \cdot x_2 \cdot x_9 + 1,955 \cdot x_2 \cdot x_{13} - 0,453 \cdot x_8 \cdot x_{14} + 0,0005 \cdot x_3 \cdot x_5 + 0,224 \cdot x_6 \cdot x_{11} - 0,401 \cdot x_8 \cdot x_{13} - (1,92e - 07) \cdot x_5 \cdot x_{10} - 0,002 \cdot x_3 \cdot x_4 + 48,273 \cdot x_9 \cdot x_{12} \quad (2.13)$$

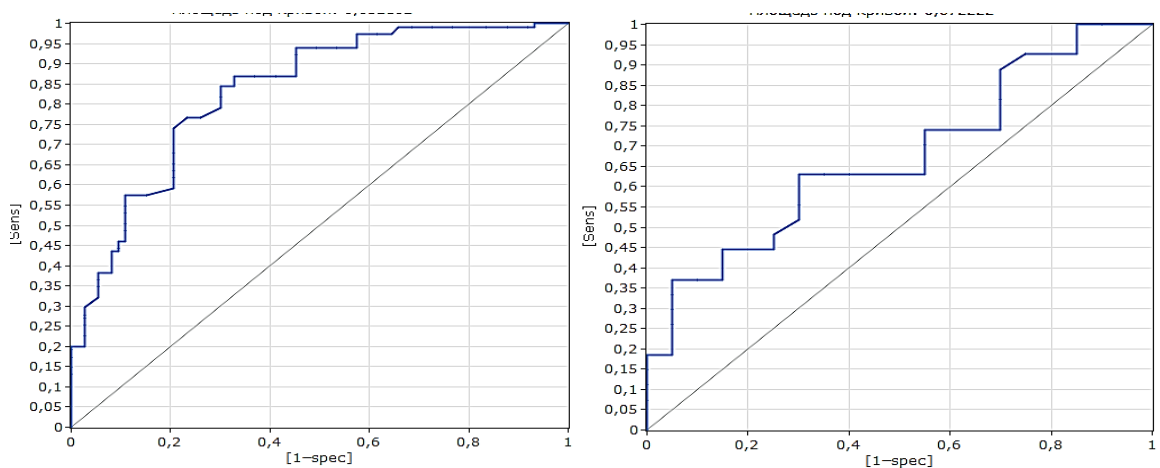


Рисунок 2.6. ROC-крива для методу «2.5» другого типу пухлини:
1- для тестової вибірки, 2 - екзаменаційної

У результаті підрахунків було визначено площу під ROC-кривою тестової вибірки, що становить 0.832, та площу під кривою екзаменаційної вибірки – 0.672.

$$y = 0,246 - 37,666 \cdot x_7 \cdot x_9 - 1,381 \cdot x_2 \cdot x_{13} + 0,434 \cdot x_8 \cdot x_{13} + (2,61e - 06) \cdot x_4^2 + 0,437 \cdot x_7 \cdot x_8 - 0,0007 \cdot x_3 \cdot x_5 - 0,256 \cdot x_1 \cdot x_{15} + 0,0007 \cdot x_1 \cdot x_{10} - (1,53e - 05) \cdot x_4 \cdot x_{11} \quad (2.14)$$

У результаті підрахунків було визначено площу під ROC-кривою тестової вибірки, що становить 0.791, та площу під кривою екзаменаційної вибірки – 0.672.

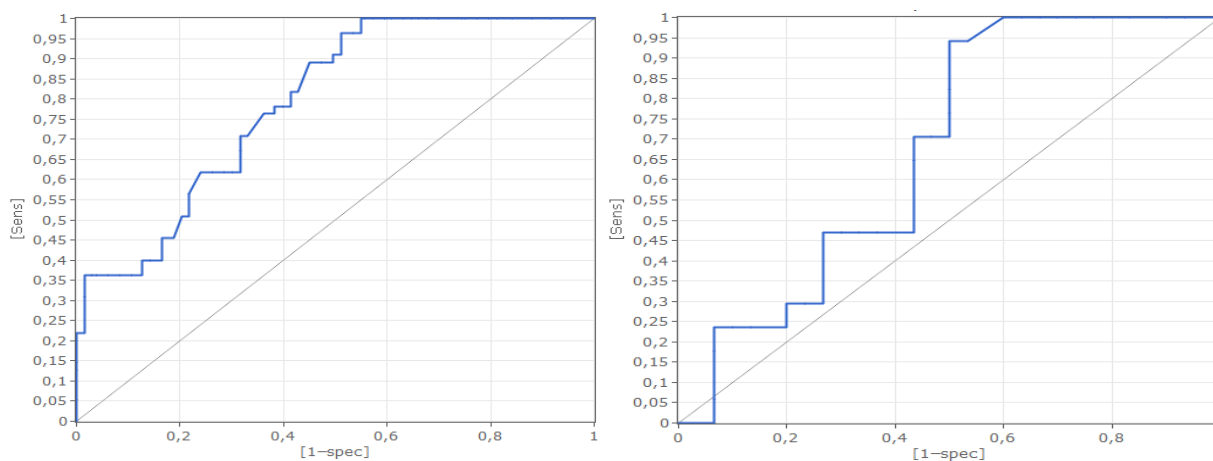


Рисунок 2.7. ROC-крива для методу «2.5» третього типу пухлини:

1- для тестової вибірки, 2 - екзаменаційної

2.3.2 Моделювання сегментації «41»

Даний метод є методом відсоткового визначення порогового значення, при якому знаходиться максимальне значення вокселю в початковому об'ємі, що відповідає SUV_{max}.

Поріг визначається значенням SUV, який відповідає 41 % знайденого SUV_{max}, всі значення що перевищують поріг і вважаються пухлиною.

Результати моделювання класифікатора сегментації зображень методом «41» представлено формулами (2.15), (2.16), (2.17) для першого другого і третього типів пухлин відповідно. Оцінка якості класифікації за допомогою ROC кривої для кожного з типів пухлин представлено на рисунках 2.8, 2.9, 2.10.

$$\begin{aligned}
 y = & -4,854 + 3,216 \cdot x_2 \cdot x_9 + 1,186 \cdot x_{10} \cdot x_{11} - 1,877 \cdot x_4 \cdot x_6 + 0,94 \cdot x_7 \cdot x_9 + \\
 & + 51,536 \cdot x_9 \cdot x_{14} + 1,755 \cdot x_{17}^2 - 0,004 \cdot x_{11} \cdot x_{12} + 0,450 \cdot x_3 \cdot x_4 - 16,092 \cdot x_9 \cdot x_{15} - \\
 & - 0,007 \cdot x_3 \cdot x_{11} - 2,275 \cdot x_3 \cdot x_{17} + 5,389 \cdot x_3 \cdot x_8 - 41,588 \cdot x_2 \cdot x_{10} + 0,650 \cdot x_{12} - \\
 & - 217,536 \cdot x_3 \cdot x_{14} + 0,0006 \cdot x_5 \cdot x_{12} + 2,727 \cdot x_1 \cdot x_8 + 0,398 \cdot x_4 \cdot x_9 + 0,0009 \cdot \\
 & \cdot x_1 \cdot x_5 + 0,648 \cdot x_3 \cdot x_{12} + 65,068 \cdot x_3 \cdot x_{15} - 0,0002 \cdot x_2 \cdot x_{11} + 0,002 \cdot x_{11} \cdot x_{13} - \\
 & - 0,003 \cdot x_{11} \cdot x_{17}
 \end{aligned}
 \tag{2.15}$$

де, x_1 - CERVIX, x_2 - HN, x_3 - LUNG, x_4 - MEAN, x_5 - TLG, x_6 - GLCM Homogeneity, x_7 - GLCM Entropy, x_8 - GLRLM SRE, x_9 - GLRLM LRE, x_{10} - GLZLM LGZE, x_{11} - GLZLM HGZE, x_{12} - SKIENESS, x_{13} - KURTOSIS, x_{14} - ENTROPY 2, x_{15} - ENTROPY 10, x_{16} - ENERGY, x_{17} - SPHERICITY, x_{18} - COMPACITY

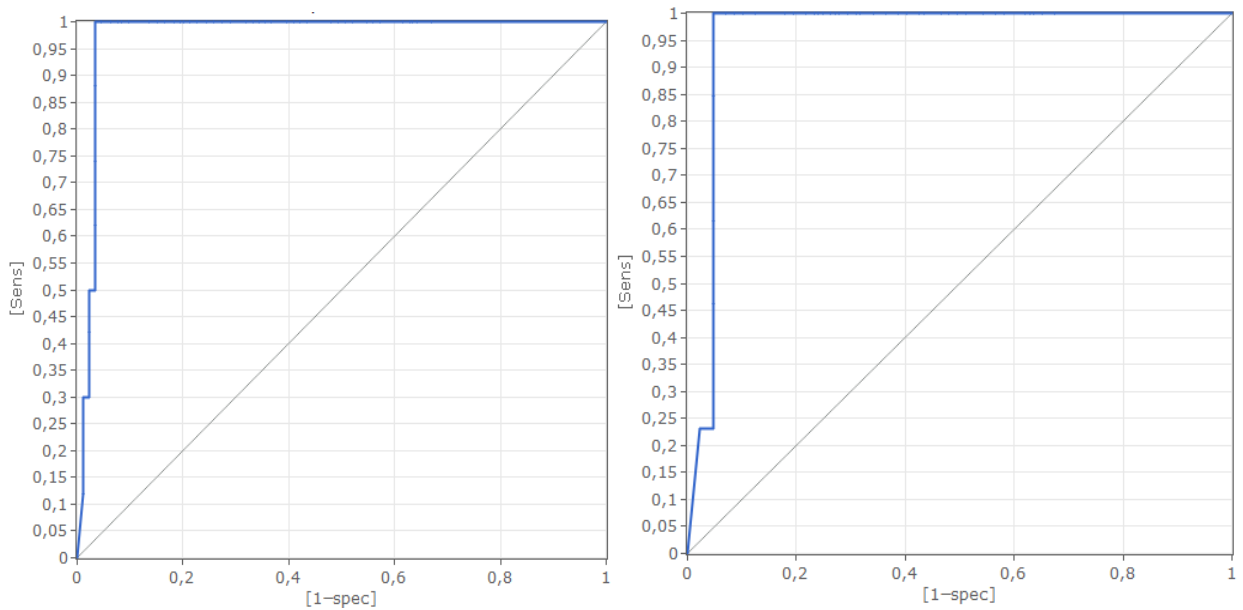


Рисунок 2.8. ROC-крива для методу «41» першого типу пухлини:
1- для тестової вибірки, 2 - екзаменаційної

У результаті підрахунків було визначено площу під ROC-кривою тестової вибірки, що становить 0.975, та площу під кривою екзаменаційної вибірки – 0.961.

$$\begin{aligned}
 y = & -34,045 - (2,62e - 06) \cdot x_{11}^2 - 0,852 \cdot x_2 \cdot x_{18} - 1,174 \cdot x_{10} \cdot x_{11} - 42,955 \cdot x_{17}^2 - \\
 & - 5,96 \cdot x_6 \cdot x_{17} + 0,003 \cdot x_2 \cdot x_5 + 0,144 \cdot x_2 \cdot x_{13} - 0,024 \cdot x_8 \cdot x_{11} - 0,364 \cdot x_4 \cdot x_{14} - \\
 & - 143,057 \cdot x_{16}^2 - 142,231 \cdot x_{10} \cdot x_{12} + 0,270 \cdot x_9 \cdot x_{13} + 0,017 \cdot x_{11} \cdot x_{14} + 83,704 \cdot x_{17} + \\
 & + 0,047 \cdot x_4 \cdot x_{18} - 6476,3 \cdot x_{10}^2 + 2268,92 \cdot x_{10} \cdot x_{16} + 3,214 \cdot x_6 \cdot x_{12} + 0,417 \cdot x_4 \cdot x_{17} - \\
 & - 2,807 \cdot x_{16} \cdot x_{18}
 \end{aligned} \tag{2.16}$$

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

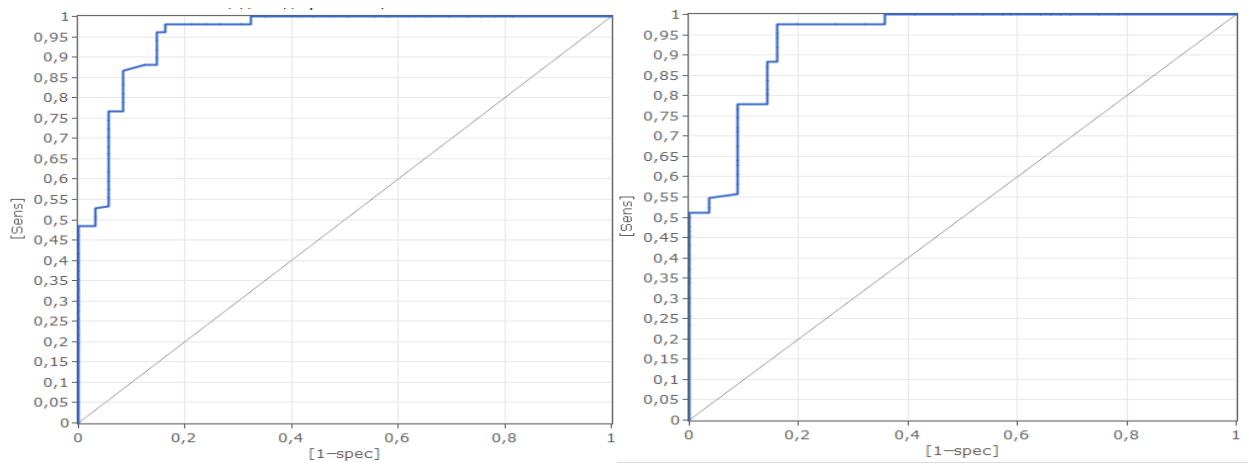


Рисунок 2.9. ROC-крива для методу «41» другого типу пухлини:
1- для тестової вибірки, 2 - екзаменаційної

Площа під ROC-кривою тестової вибірки становить 0.953, та площа під кривою екзаменаційної вибірки – 0.940.

$$\begin{aligned}
 y = & -16,347 + 3635,89 \cdot x_{10}^2 + 17,266 \cdot x_6 \cdot x_{17} - 0,406 \cdot x_4^2 + 25,478 \cdot x_7 \cdot x_{16} + \\
 & + 160,829 \cdot x_{10} \cdot x_{15} + 0,024 \cdot x_{11} \cdot x_{16} - 540,603 \cdot x_{10} \cdot x_{17} + 1,857 \cdot x_4 \cdot x_8 - \\
 & - 9,666 \cdot x_8 \cdot x_{15} + 0,149 \cdot x_{13}^2 + 0,009 \cdot x_3 \cdot x_{11} - 0,370 \cdot x_3 \cdot x_4 + 0,028 \cdot x_6 \cdot x_{11} - \\
 & - 1,046 \cdot x_4 \cdot x_{17} - 32,557 \cdot x_{14} + 0,655 \cdot x_3 \cdot x_{18} + 1,149 \cdot x_1 \cdot x_{12} - 0,311 \cdot x_1 \cdot x_{18} + \\
 & + 2,108 \cdot x_{15} \cdot x_{17} - 0,001 \cdot x_7 \cdot x_{11}
 \end{aligned}
 \tag{2.17}$$

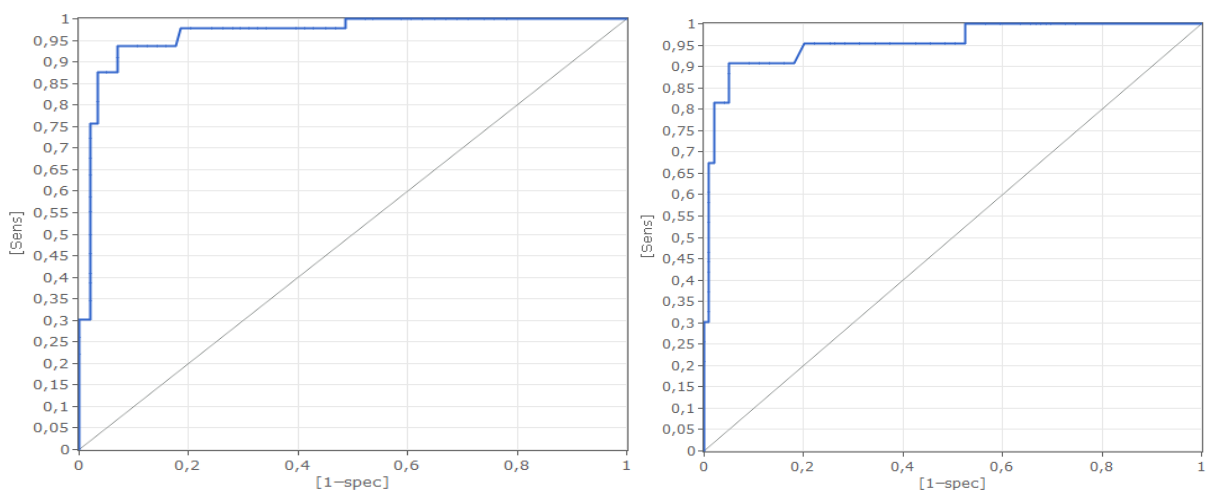


Рисунок 2.10. ROC-крива для методу «41» третього типу пухлини:
1- для тестової вибірки, 2 - екзаменаційної

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

Площа під ROC-кривою тестової вибірки становить 0.964, та площа під кривою екзаменаційної вибірки – 0.955.

2.3.3 Моделювання сегментації «Liver»

В основі методу «Liver» покладено теорію, про те що найбільше фізіологічне накоплення в нормальних тканинах закладається протягом життя в печінці. Відповідно, пороговим значенням за даним методом стає середнє з пулу печінкових замірів.

Оскільки в більшості випадків таке значення знаходиться у межах від 2.5 до 3, то спостерігається схожість результатів сегментації з методом 2.5.

Результати моделювання класифікації сегментації зображень методом «Liver» представлено формулами (2.18), (2.19), (2.20) для першого другого і третього типів пухлин відповідно.

Оцінка якості класифікації за допомогою ROC-кривої представлено на рисунках 2.11, 2.12, 2.13 аналогічно для кожного з можливих варіантів новоутворення, а саме першого, другого та третього типу пухлини.

$$\begin{aligned} y = & 0,133 + 27,788 \cdot x_2 \cdot x_2 - 0,17 \cdot x_4 \cdot x_7 + 1,209 \cdot x_2 \cdot x_{14} - 0,0003 \cdot x_{12} \cdot x_{17} - \\ & - 4,207 \cdot x_2 \cdot x_{19} - 11,983 \cdot x_2 \cdot x_7 - 159,092 \cdot x_2 \cdot x_{15} + 15,698 \cdot x_2 \cdot x_8 - \\ & - 0,409 \cdot x_2 \cdot x_4 + 0,005 \cdot x_2 \cdot x_{12} + 0,006 \cdot x_2 \cdot x_5 + 4,569 \cdot x_2 \cdot x_{18} - 3,557 \cdot x_2 \cdot x_{13} - \\ & - 155,426 \cdot x_2 + 123,007 \cdot x_2 \cdot x_9 + 33,941 \cdot x_2 \cdot x_{11} + 13,21 \cdot x_2 \cdot x_{17} + 0,002 \cdot x_2 \cdot x_6 + \\ & + 41,514 \cdot x_2 \cdot x_{16} + 0,029 \cdot x_4 \cdot x_{10} \end{aligned} \quad (2.18)$$

де, x_1 - CERVIX, x_2 - HN, x_3 - LUNG, x_4 - MEAN, x_5 - MVT, x_6 - TLG, x_7 - GLCM Homogeneity, x_8 - GLCM Entropy, x_9 - GLRLM SRE, x_{10} - GLRLM LRE, x_{11} - GLZLM LGZE, x_{12} - GLZLM HGZE, x_{13} - SKIENESS, x_{14} - KURTOSIS, x_{15} - ENTROPY 2, x_{16} - ENTROPY 10, x_{17} - ENERGY, x_{18} - SPHERICITY, x_{19} - COMPACITY

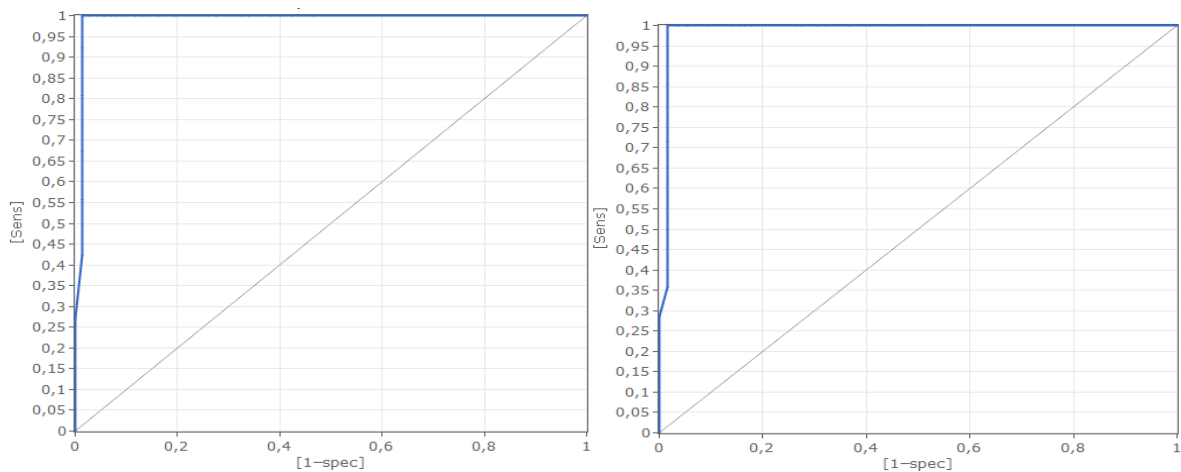


Рисунок 2.11. ROC-крива для методу «Liver» першого типу пухлини:
1- для тестової вибірки, 2 - екзаменаційної

У результаті підрахунків було визначено площу під ROC-кривою тестової вибірки, що становить 0.991, та площу під кривою екзаменаційної вибірки – 0.989.

$$\begin{aligned}
 y = & 4,714 - 0,116 \cdot x_9 \cdot x_{12} - 0,602 \cdot x_2 \cdot x_{19} + 106,325 \cdot x_{11}^2 + 25,829 \cdot x_4 \cdot x_{11} + \\
 & + 1,347 \cdot x_2 \cdot x_{13} + 0,008 \cdot x_2 \cdot x_6 - 0,028 \cdot x_2 \cdot x_5 + 2,762 \cdot x_4 \cdot x_{18} - 21,009 \cdot x_{13} \cdot x_{19} + \\
 & + 0,212 \cdot x_{12} \cdot x_{18} + 19,927 \cdot x_{13} - 1,819 \cdot x_7 \cdot x_{16} + 0,254 \cdot x_{14} \cdot x_{19} - 33,182 \cdot x_{11} \cdot x_{19} - \\
 & - 2,779 \cdot x_4 \cdot x_9 + 0,0005 \cdot x_1 \cdot x_{12} + 0,0006 \cdot x_3 \cdot x_6 - 2,316 \cdot x_4 \cdot x_7 + \\
 & + 0,914 \cdot x_3 \cdot x_{13} + 0,171 \cdot x_1 \cdot x_4 + 0,089 \cdot x_{12} - 0,369 \cdot x_{11} \cdot x_{12}
 \end{aligned}
 \tag{2.19}$$

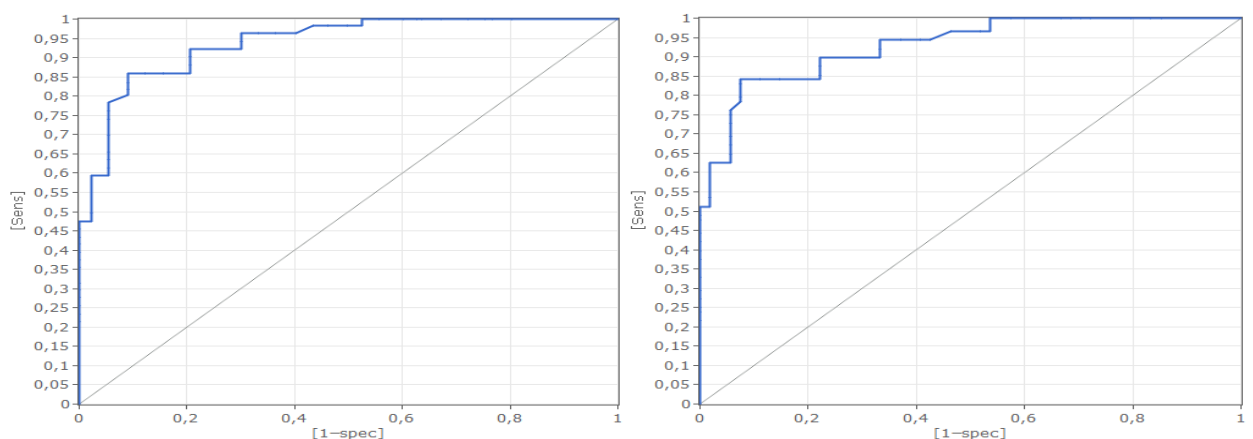


Рисунок 2.12. ROC-крива для методу «Liver» другого типу пухлини:
1- для тестової вибірки, 2 - екзаменаційної

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

Площа під ROC-кривою тестової вибірки становить 0.938, та площа під кривою екзаменаційної вибірки – 0.928.

$$\begin{aligned}
 y = & -0,757 - 0,004 \cdot x_{12} \cdot x_{18} + 2215,54 \cdot x_{11}^2 - 1920,21 \cdot x_{11} \cdot x_{17} - 3,648 \cdot x_7 \cdot x_{13} - \\
 & - 0,188 \cdot x_{12} \cdot x_{17} + 74,921 \cdot x_7 \cdot x_{17} - 14,526 \cdot x_{16} \cdot x_{17} + 0,865 \cdot x_{10} \cdot x_{14} + \\
 & + 3,029 \cdot x_{13}^2 - 32,018 \cdot x_{13} \cdot x_{17} + 0,006 \cdot x_{12} \cdot x_{15} + 110,99 \cdot x_{11} \cdot x_{13} - 98,077 \cdot x_{11} + \\
 & + 12,683 \cdot x_4 \cdot x_{17} - 1,146 \cdot x_4 \cdot x_{13} + 10,351 \cdot x_7 + 0,013 \cdot x_3 \cdot x_{12} - 7,531 \cdot x_3 \cdot x_{15} + \\
 & + 130,383 \cdot x_3 \cdot x_{11} + 2,137 \cdot x_{16} \cdot x_{16} - 1,193 \cdot x_8 \cdot x_{14} - 6,009 \cdot x_{10} \cdot x_{15} + 0,752 \cdot x_3 \cdot x_4 + \\
 & + 8,546 \cdot x_{15} + 6,343 \cdot x_{17} \cdot x_{19}
 \end{aligned}
 \tag{2.20}$$

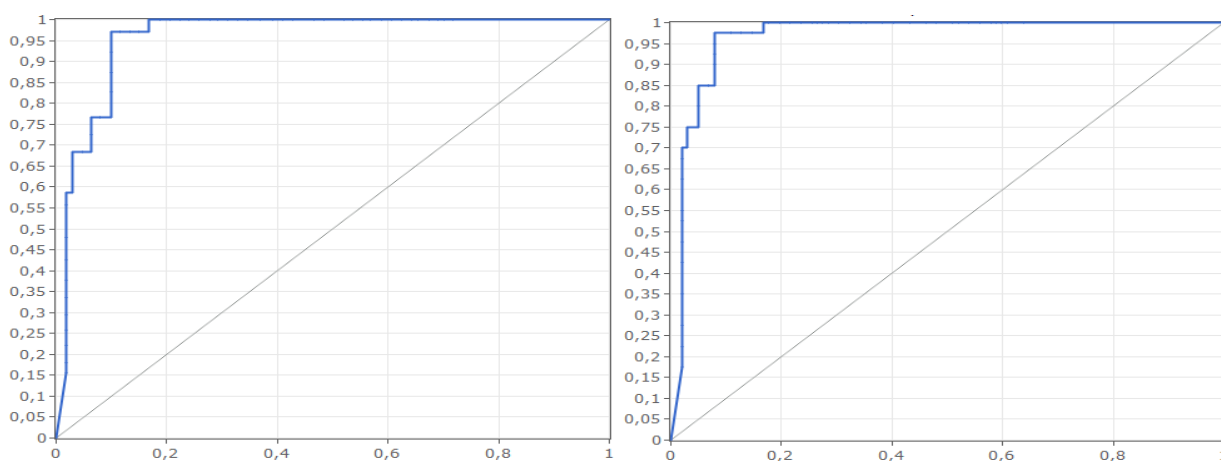


Рисунок 2.13. ROC-крива для методу «Liver» третього типу пухлини:

1- для тестової вибірки, 2 - екзаменаційної

Площа під ROC-кривою тестової вибірки становить 0.957, та площа під кривою екзаменаційної вибірки – 0.968.

2.3.4 Моделювання сегментації «SNAP»

SANP – реалізований алгоритм в закриті спеціальне програмне забезпечення, незважаючи на його точність він є досить ресурсозатратним та складним для інтерпретації. Результати моделювання класифікації сегментації зображень методом «SNAP» представлено формулами (2.21), (2.22), (2.23) для першого другого і третього типів пухлин відповідно. Оцінка якості класифікації за допомогою ROC-кривої представлено на рисунках

2.14, 2.15, 2.16 аналогічно для кожного з можливих варіантів новоутворення, а саме першого, другого та третього типу пухлини.

$$\begin{aligned}
 y = & -2,084 + 16,775 \cdot x_2 \cdot x_{10} - 1,434 \cdot x_2 \cdot x_{14} + (6,04e - 05) \cdot x_4 \cdot x_6 - 33,07 \cdot x_2 \cdot x_7 + \\
 & + 30,615 \cdot x_2 \cdot x_{16} - 8,25 \cdot x_2 - 0,002 \cdot x_2 \cdot x_{12} + 0,159 \cdot x_{12} \cdot x_{16} - 1,906 \cdot x_4 \cdot x_7 + \\
 & + 0,275 \cdot x_3 \cdot x_4 - 0,008 \cdot x_{12} \cdot x_{17} + 0,128 \cdot x_4 \cdot x_{15} - 0,566 \cdot x_1 \cdot x_{14} - 0,007 \cdot x_3 \cdot x_{12} - \\
 & 0,861 \cdot x_3 \cdot x_8 - 0,167 \cdot x_8 \cdot x_{18} - 20,913 \cdot x_{16} + 17,008 \cdot x_7 \cdot x_9 - 0,801 \cdot x_2 \cdot x_{18} + \\
 & + 0,399 \cdot x_{13} \cdot x_{17}
 \end{aligned}
 \tag{2.21}$$

де, x_1 - CERVIX, x_2 - HN, x_3 - LUNG, x_4 - MEAN, x_5 - MVT, x_6 - TLG, x_7 - GLCM Homogeneity, x_8 - GLCM Entropy, x_9 - GLRLM SRE, x_{10} - GLRLM LRE, x_{11} - GLZLM LGZE, x_{12} - GLZLM HGZE, x_{13} - SKIEWNESS, x_{14} - KURTOSIS, x_{15} - ENTROPY 2, x_{16} - ENERGY, x_{17} - SPHERICITY, x_{18} - COMPACITY

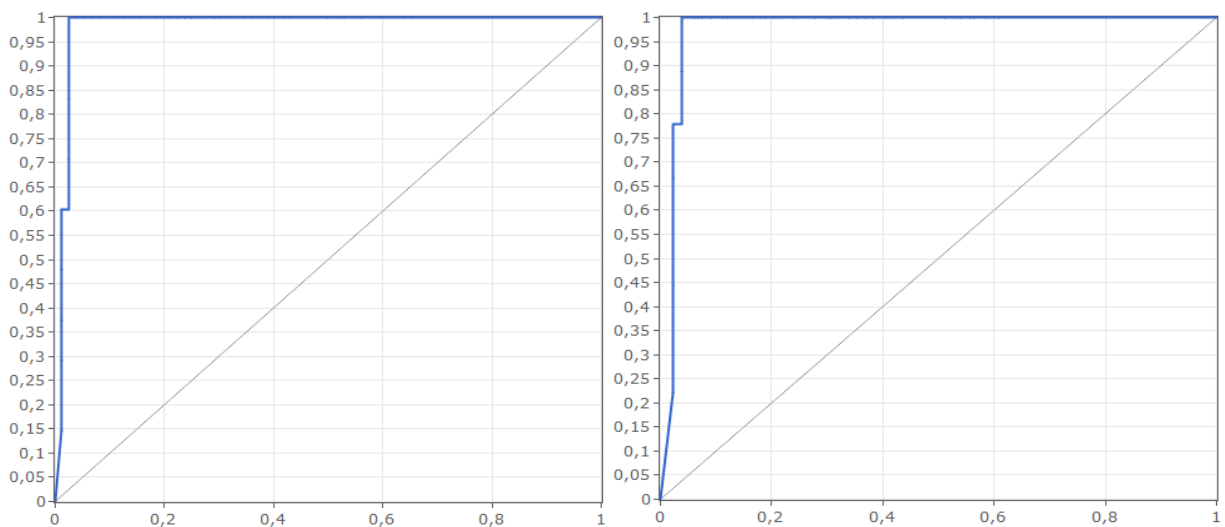


Рисунок 2.14. ROC-крива для методу «SNAP» першого типу пухлини:

1- для тестової вибірки, 2 - екзаменаційної

У результаті підрахунків було визначено площу під ROC-кривою тестової вибірки, що становить 0.984, та площу під кривою екзаменаційної вибірки – 0.977.

$$\begin{aligned}
y = & 5,247 - 5,205 \cdot \frac{x_2}{x_{14}} - 277,973 \cdot \frac{x_{11}}{x_4} - 46,514 \cdot \frac{x_{11}}{x_7} - 0,601 \cdot x_3 \cdot x_{13} - 122,474 \cdot \frac{x_1}{x_6} - \\
& - 0,009 \cdot x_1 \cdot x_6 + 33,33 \cdot \frac{x_3}{x_{11}} - 0,004 \cdot x_{12} \cdot x_{18} - 0,326 \cdot \frac{x_3}{x_{13}} + 0,005 \cdot \frac{x_6}{x_7} - \\
& - 2,246 \cdot x_9 \cdot x_{18} + 60,507 \cdot x_{11} \cdot x_{15} - 221,631 \cdot \frac{x_{13}}{x_{12}} + 27,801 \cdot \frac{x_{14}}{x_{12}} + 0,059 \cdot x_1 \cdot x_5 - \\
& - 0,005 \cdot \frac{x_{12}}{x_{17}} - 3,402 \cdot \frac{x_9}{x_{14}} - 0,007 \cdot \frac{x_{12}}{x_{18}} - 1,334 \cdot \frac{x_3}{x_{18}} + 8,701 \cdot \frac{x_3}{x_4} + 1548,92 \cdot \frac{x_{11}}{x_{12}} + \\
& + 2,472 \cdot \frac{x_2}{x_{10}} + 0,229 \cdot \frac{x_1}{x_{14}} + 0,558 \cdot \frac{1}{x_{13} \cdot x_{15}} + 0,001 \cdot x_4 \cdot x_{12}
\end{aligned} \tag{2.22}$$

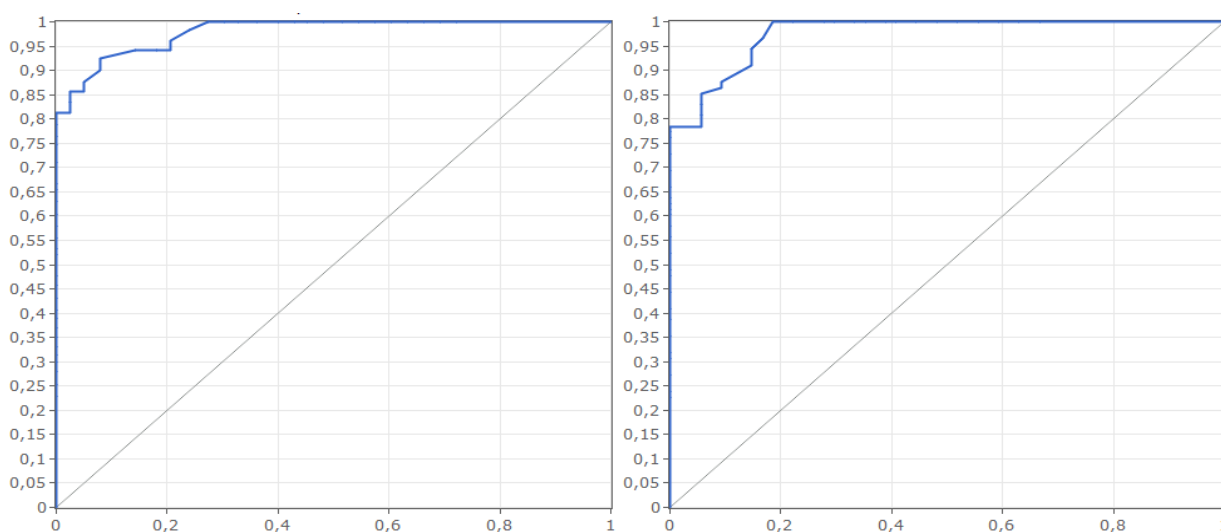


Рисунок 2.15. ROC-крива для методу «SNAP» другого типу пухлини:

1- для тестової вибірки, 2 - екзаменаційної

Площа під ROC-кривою тестової вибірки становить 0.979, та площа під кривою екзаменаційної вибірки – 0.976.

$$\begin{aligned}
y = & 0,381 - 392,088 \cdot x_{14} \cdot x_{17} - 2,263 \cdot x_{14} \cdot x_{17} + 0,004 \cdot x_{12} \cdot x_{14} + 335,092 \cdot x_7 \cdot x_{11} + \\
& + 6,241 \cdot x_{17}^2 + 89,764 \cdot x_{11} \cdot x_{14} + 4,271 \cdot x_7 \cdot x_{13} + 0,363 \cdot x_{13} \cdot x_{14} + 0,115 \cdot x_2 \cdot x_4 + \\
& + 0,037 \cdot x_2 \cdot x_5 - 0,004 \cdot x_2 \cdot x_6 - 3,253 \cdot x_2 \cdot x_9 - 0,002 \cdot x_6 \cdot x_{13} - 0,009 \cdot x_{12} \cdot x_{17} + \\
& + 0,249 \cdot x_3 \cdot x_{18} - 1,968 \cdot x_3 \cdot x_{10} + 0,003 \cdot x_1 \cdot x_6 - 0,183 \cdot x_4 \cdot x_{18} + 0,254 \cdot x_4 - \\
& - 9,214 \cdot x_4 \cdot x_{11} + 1,737 \cdot x_2 \cdot x_{18} + 0,001 \cdot x_1 \cdot x_{12} - 0,553 \cdot x_{10} \cdot x_{14} + 0,002 \cdot x_3 \cdot x_5
\end{aligned} \tag{2.23}$$

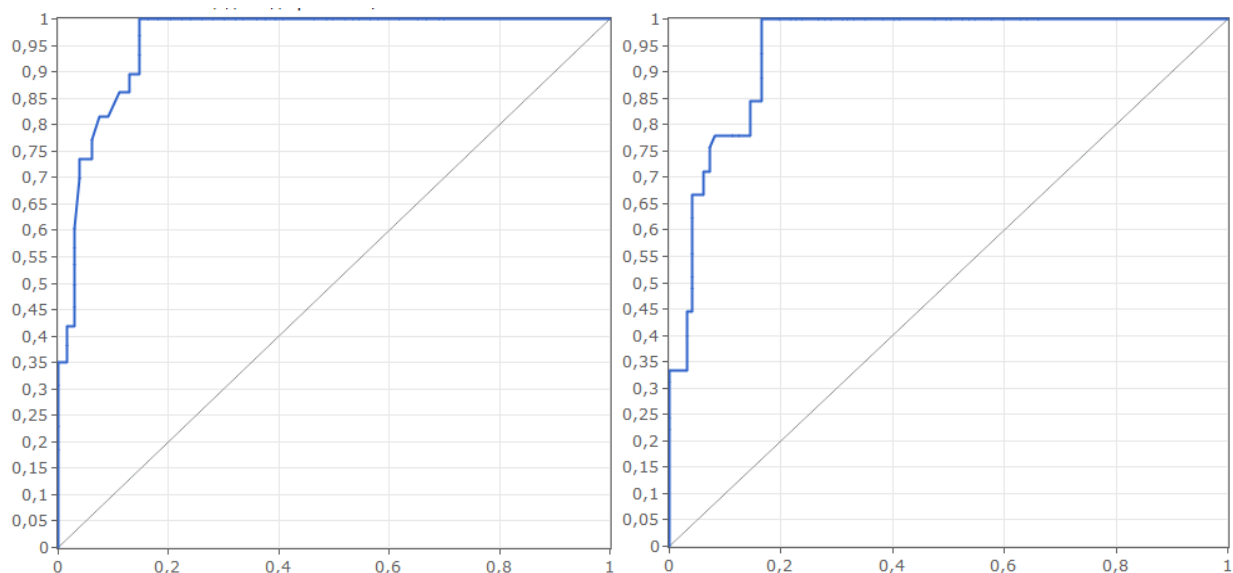


Рисунок 2.16. ROC-крива для методу «SNAP» третього типу пухлини:
1 - для тестової вибірки, 2 - екзаменаційної

Площа під ROC-кривою тестової вибірки становить 0.959, та площа під кривою екзаменаційної вибірки – 0.944.

2.4 Результати оцінки

Кожну модель було оцінено за допомогою міри точності TPR (True Positive Rate) що визначається формулою (2.24) та відповідає відношенню частки вірно класифікованих об'єктів до частки невірно віднесених.

$$TPR = \frac{TP}{TP + FN} \quad (2.24)$$

де TP – вірно класифіковані об'єкти, що відносяться до пухлини,
FN - невірно класифіковані об'єкти, що не відносяться до класу.

Результати оцінки точності кожної моделі представлено у таблиці 2.1. Найбільш перспективними можна вважати методи Liver та SNAP, засновуючись на навчальній та тестовій вибірках, однак для третього типу

пухлини на екзаменаційній вибірці можна зробити остаточний висновок про те, що саме SNAP є найбільш точним з точки зору класифікації пухлини на медичних зображеннях.

Таблиця 2.1

Результати оцінки точності моделей сегментації медичних зображень по різним типам пухлини

Тип пухлини	Навчання			Тест			Екзамен		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
SNAP	95,3	92,3	90,2	93,7	88,7	88,7	100	93,3	89,6
LIVER	93,6	87,8	88,5	93,7	87,3	88,7	100	93,8	81,3
41	92,3	88	90,7	90,8	88,7	90,8	86,7	86,7	86,7
2,5	73,9	70,7	67,6	70,2	61,7	53,2	82,4	70,6	76,5

Висновок до розділу 2

У результаті ознайомлення з базою даних, наданою клінічною установою було встановлено, що вона містить широку репрезентативність вибірки і є придатною для статистичного аналізу та моделювання.

Для вирішення задачі прогнозування типу пухлин було застосовано МГУА та побудовано класифікатори по кожному з методів сегментації (Liver, SNAP, 2.5, 41) для всіх типів пухлин (першого, другого та третього). Для оцінки точності моделей було застосовано критерій точності TPR (True Positive Rate – міри точності) та ROC-AUC.

За результатами порівняльного аналізу було визначено, що найбільш перспективними методами сегментації є Liver та SNAP, на основі середньої точності всіх типів пухлин для навчальної та екзаменаційної вибірки, дані показники становили 89,97% та 89,9% для Liver та 92,6% та 90,4% для SNAP, відповідною

Однак, за результатами оцінки тестової вибірки було однозначно визначено SNAP, як найбільш точний у сенсі прогностичної здібності, з показником середньої точності 94,3%, у той час, коли цей показник методу Liver сягнув лише 91,7%.

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		52

РОЗДІЛ 3

ПРОЕКТУВАННЯ ПРОГРАМНОГО ПРОДУКТУ

3.1 Розробка програмного продукту

Контекстна діаграма відображає загальну структуру процесів системи. А саме описує вхідні, вихідні параметри додатку, а також методи та засоби здійснення аналізу, та користувачів додатком.

Вхідними даними для додатку є параметри пацієнта, на виході – визначений тип пухлини, методи які використовуються - це БД для побудування моделей, Visual Studio 2017 для написання програми і реалізації її логіки та алгоритму для визначення типу пухлини. (рис. 3.1)

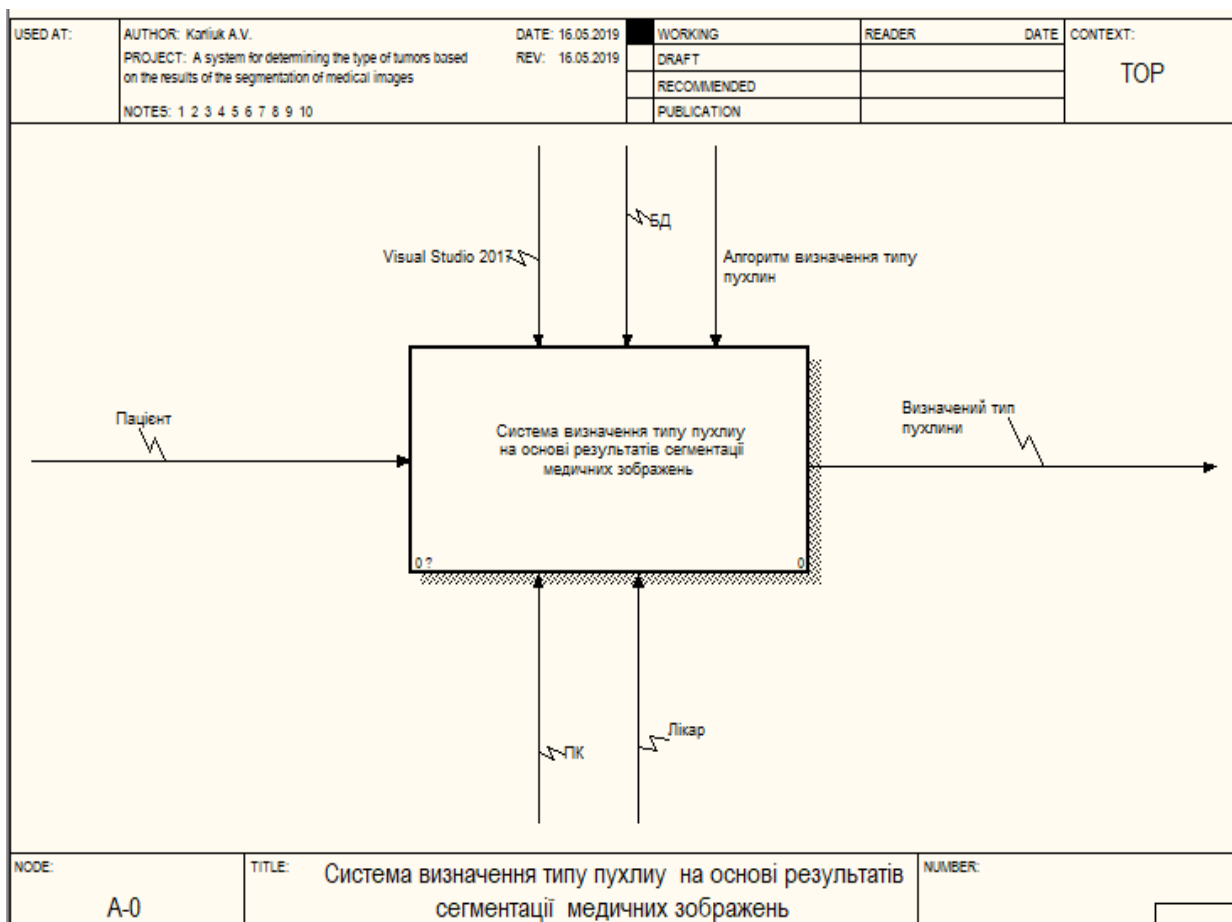


Рисунок 3.1 Контекстна діаграма

3.1.1. Декомпозиція 1-ого рівня

Діаграма декомпозиції першого рівня деталізує контекстну діаграму, розбиваючи її на підпроцеси. Для поетапної демонстрації кожного кроку використання програмного продукту його умовно розділено на 4 підпроцеси, серед яких: розрахунок та введення необхідних даних, перевірка на коректність отриманих показників, визначення типу пухлини та виведення результатів, що представлено на рис. 3.2.

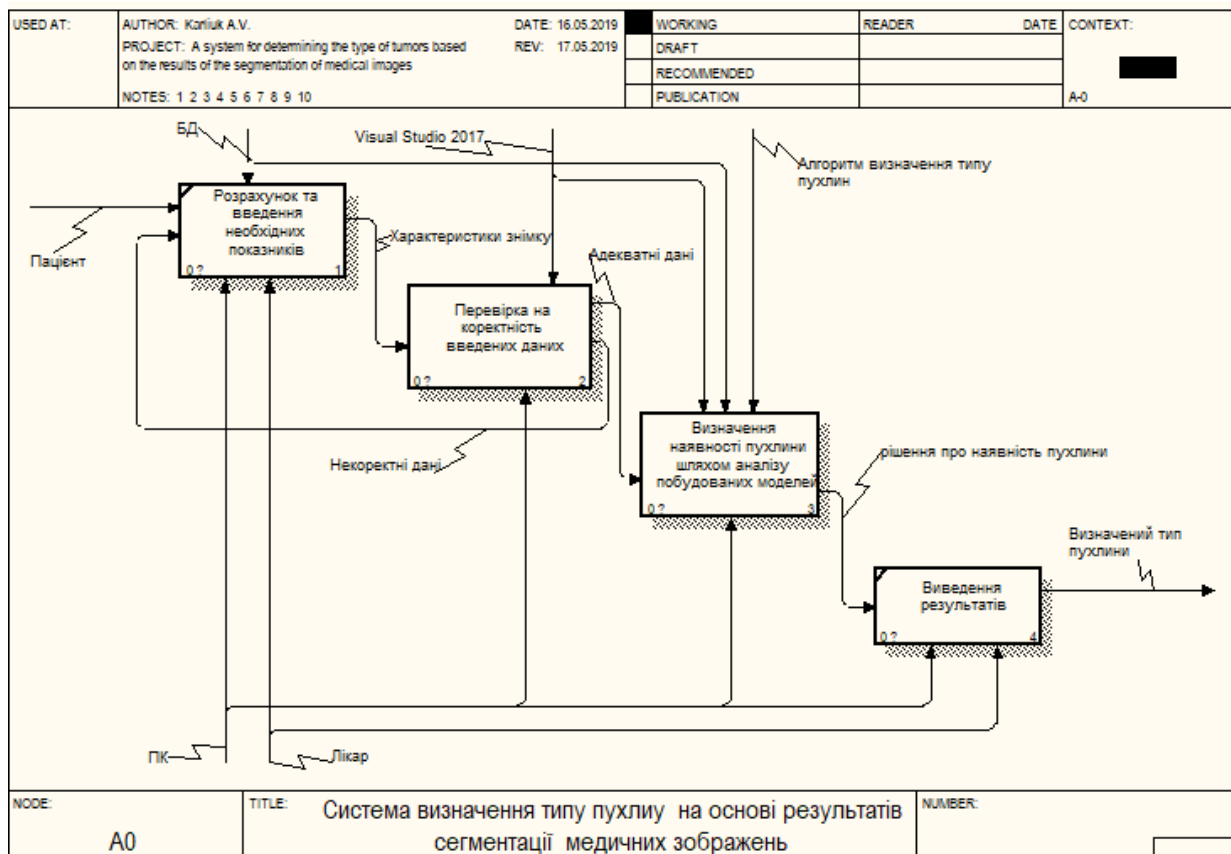


Рисунок 3.2. Декомпозиція першого рівня

3.1.2 Діаграма декомпозиції другого рівня

Діаграма декомпозиції другого рівня була розроблена для етапів декомпозиції першого рівня «Перевірка на коректність даних» (рис. 3.3) та «Визначення типу пухлини» (рис 3.4) для більш детальної та наочної демонстрації роботи програми.

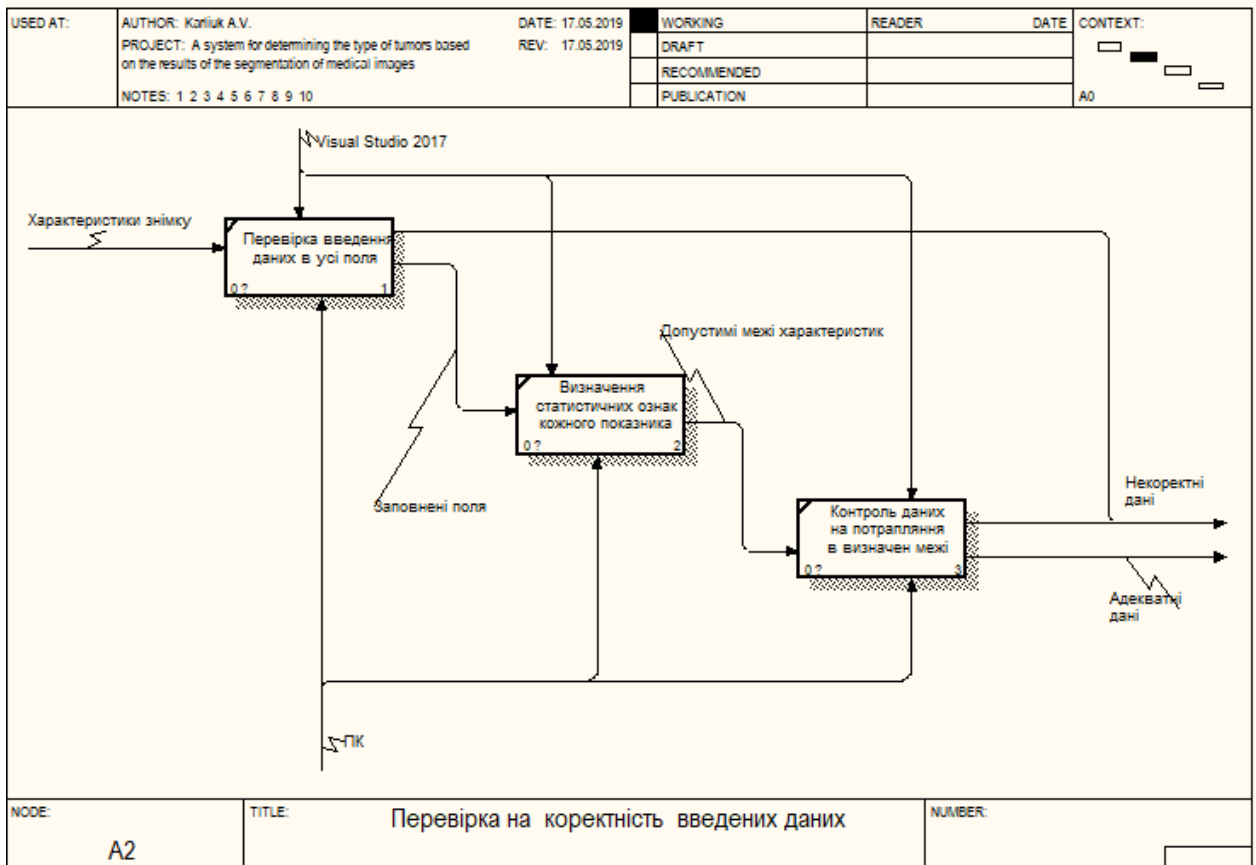


Рисунок 3.3. Діаграма другого рівня етапу «Перевірка на коректність введених даних»

Діаграма другого рівня етапу «Перевірка на коректність введених даних» складається з 3-ьох підпроцесів:

1. Перевірка наявності даних в усіх полях форми, оскільки для моделювання необхідно мати всі показники.
2. Визначення статистичних ознак кожного з параметрів (медіани, моди, стандартного відхилення) для розрахунку можливих меж всіх показників.
3. Контроль даних та перевірка входження змінних в межі.

Процес «визначення типу пухлини» включає проходження чотирьох підпунктів:

1. Моделювання класифікаторів для кожного з методів сегментації по всіх типах пухлини.

2. Розрахунок визначення наявності пухлини по кожній моделі.
3. Аналіз отриманих результатів за допомогою аналітичного визначення переважаючого типу пухлини.
4. Формування висновків про наявність пухлини та її ступеня розвиненості.

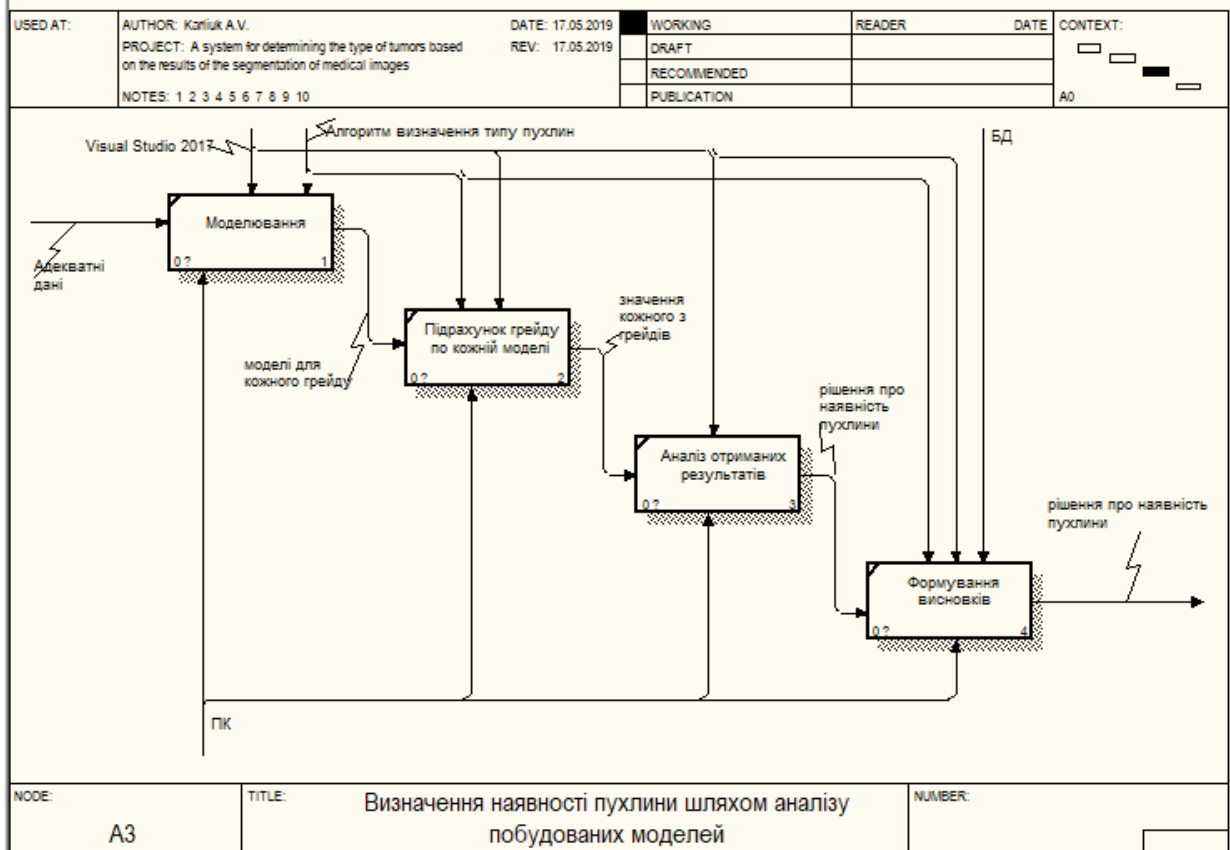


Рисунок 3.4. Діаграма декомпозиція другого рівня етапу «Визначення наявності пухлини»

3.2 Діаграма дерева вузлів

Діаграма дерева вузлів створена для відображення ієрархії процесів у заданій системі. Отже, усі процеси та підпроцеси, які розглядаються на контекстній діграмі та діаграмах декомпозицій візуалізуються у діаграмі дерева вузлів. Для більш чіткої структурної деталізації, що представлено на рис. 3.5.



Рисунок 3.5. Діаграма дерева вузлів

3.3 Use CASE діаграма

Діаграма Use Case описує процеси, що відбуваються під час виконання алгоритму, з точки зору користувачів програмного продукту. Учасниками виконання програми є лікар, котрий контролює підрахунки та введення даних, і пацієнт.

Окремі варіанти використання на діаграмі позначені еліпсами, користувач - фігуркою людини.

На діаграмі (рис. 3.6) зображено всі можливі сценарії використання:

- запуск програми;
- введення даних;
- валідація;
- аналіз отриманих результатів;
- виведення сформованого висновку.

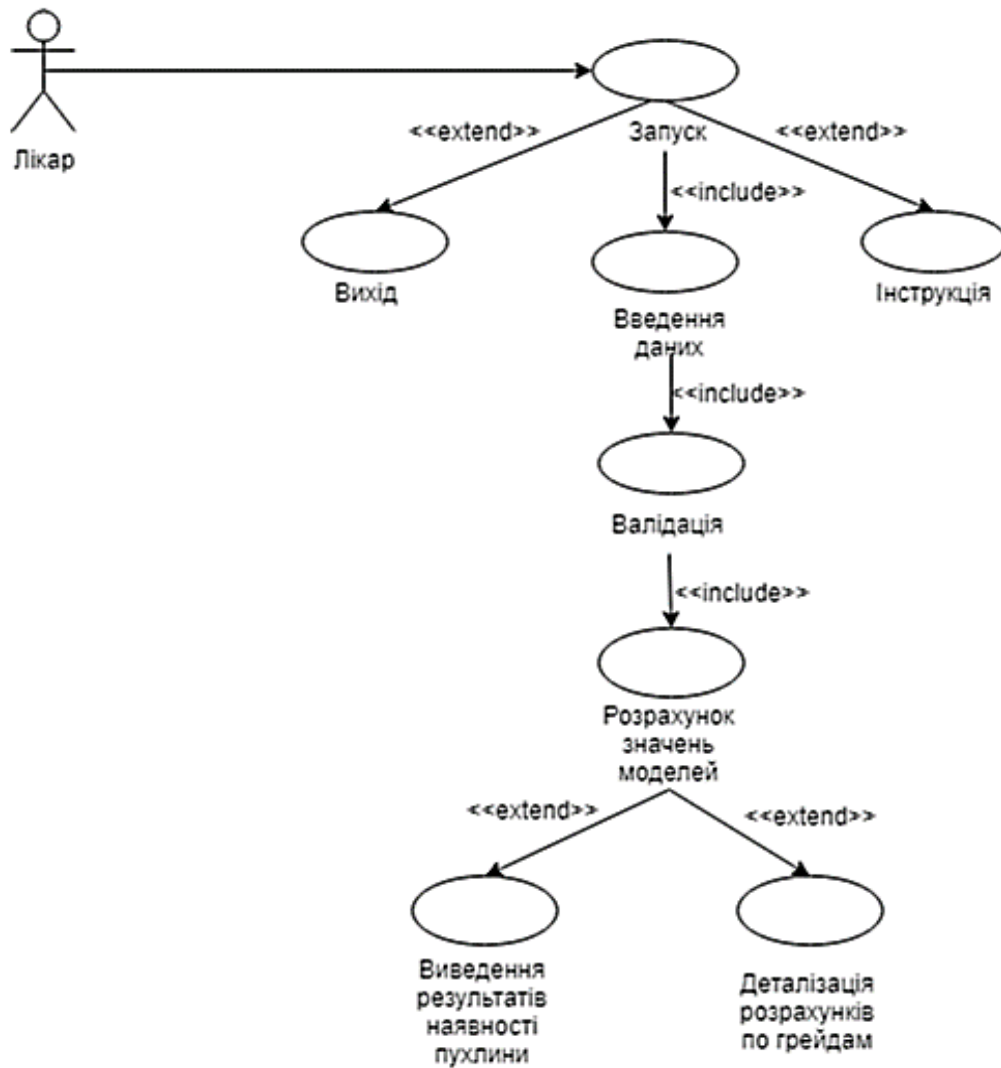


Рисунок 3.6. Діаграма варіантів

Користувачу надається можливість переглянути інформацію про програму, і передчасно вийти з додатку за необхідністю.

3.4 Діаграма послідовності

На рис. 3.7. зображено діаграму послідовності. У верхній частині якої наведено перелік об'єктів (логічні сутності), що взаємодіють між собою у процесі виконання сценарію. Часова шкала на даній діаграмі спрямована згори донизу.

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

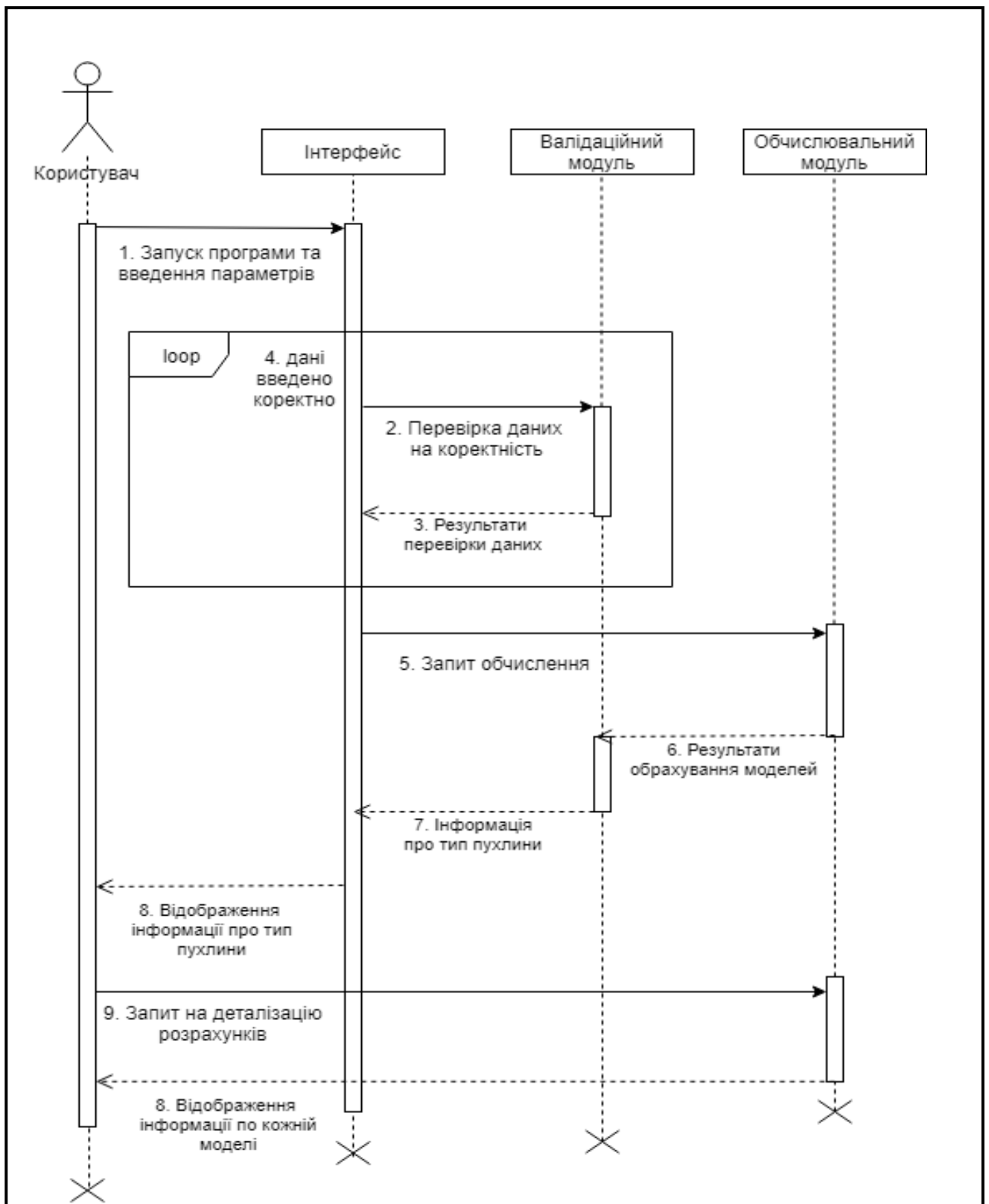


Рисунок 3.7. Діаграма послідовності

Процес починається з запуску програми та введення всіх необхідних показників для розрахунків. Далі виконується звернення до валідаційного модуля для перевірки даних на коректність, у результаті позитивної

відповіді даного модуля обчислюються значення моделей по кожному типу пухлин для заданого методу сегментації зображення та відображаються на моніторі інтерфейсом.

3.5 Діаграма діяльності

Діаграма діяльності є аналогом блок-схеми відображення алгоритму програми, що представлено на рис. 3.8.

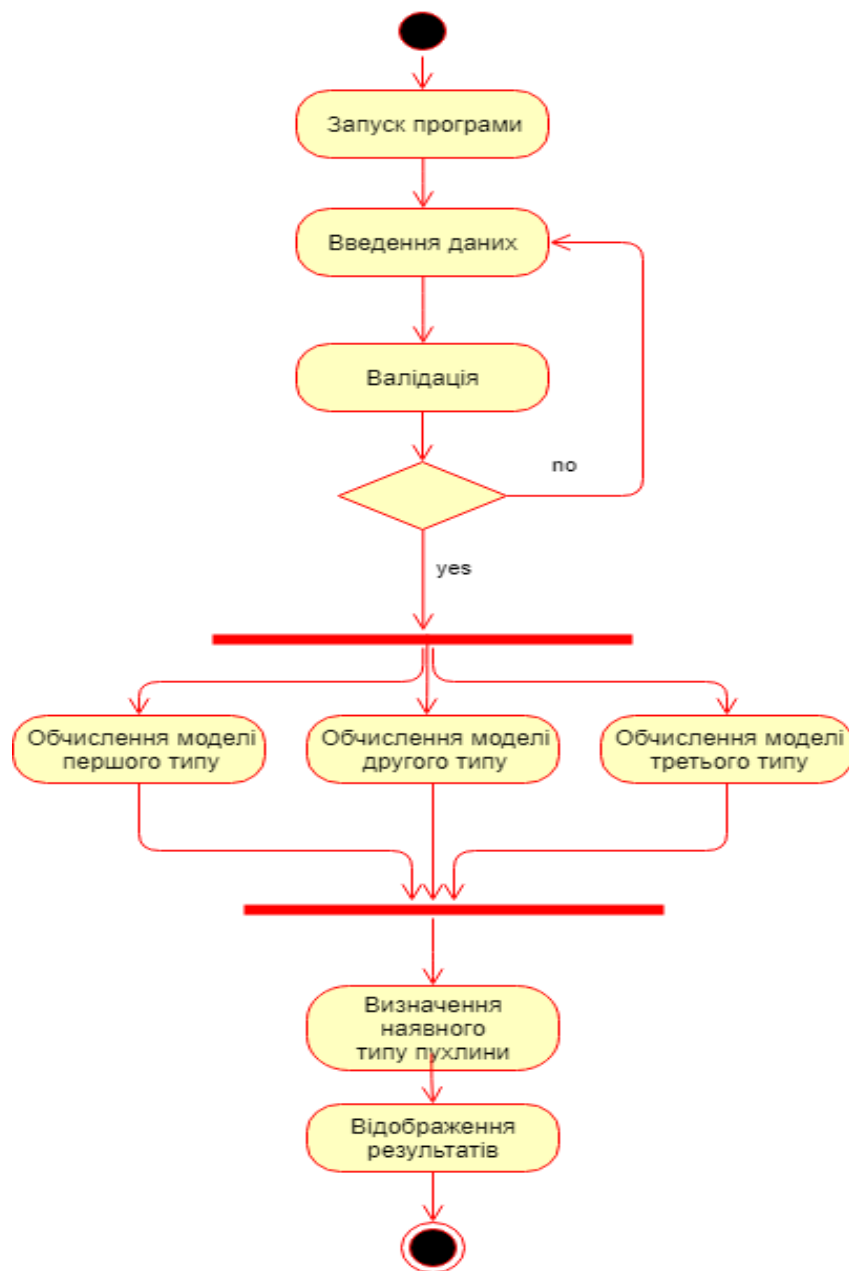


Рисунок 3.8. Діаграма діяльності

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

Дана діаграма, як і діаграма станів та переходів, відображається у вигляді орієнтованого графу, вершинами якого є дії та процеси, а ребрами – переходи між діями.

3.6 Діаграма станів

Діаграма станів є необхідною для моделювання життєвого циклу програмного забезпечення. Вона описує процес зміни станів лише одного реактивного об'єкта, поведінка якого характеризується його реакцією на зовнішні події.

На рис. 3.9 представлено діаграму послідовностей для моделювання життєвого циклу користувача – лікаря при роботі з програмним додатком.



Рисунок 3.9. Діаграма станів

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

Висновок до розділу 3

У даному розділі описано діаграми послідовностей, варіантів розробленого додатку, детально описано контекстну діаграму та кожний з діаграм декомпозиції 1-ого та 2-ого рівнів. Продемонстровано всі етапи розробки та роботи програми, що включає в себе взаємодію з користувачем (запуск програми та введення даних), перевірку даних на коректність за допомогою валідаційного модуля та розрахунок значень побудованих моделей по кожному методів сегментації медичних зображень для визначення типу пухлини.

Фінальний етап UseCase включає виведення результатів на екран та деталізацію отриманих підрахунків по кожному з типів пухлин за бажанням користувача.

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		62

РОЗДІЛ 4

РЕАЛІЗАЦІЯ СИСТЕМИ ВИЯВЛЕННЯ ТИПУ ПУХЛИН НА ОСНОВІ СЕГМЕНТАЦІЇ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

4.1 Розробка програмного продукту

Програмний додаток розроблено в середовищі Microsoft Visual Studio 2017 мовою програмування C# з використанням елементів Windows Form. Призначенням програми є розрахунок всіх варіацій типів ракової пухлини, за вхідними характеристиками ПЕТ-зображення пацієнта та висвітлення результатів, інформування користувача про ступінь вираження новоутворення. Програмний продукт може використовуватись для моніторингу стану пацієнта в медичних закладах.

Інтерфейс користувача є інтуїтивно зрозумілим та незагромадженим, що полегшує роботу з додатком.

Вхідними даними для роботи є попередньо розраховані дані зі знімку пухлини пацієнта, такі як місце новоутворення «Place of inflammations», який може приймати одне із трьох значень: CERVIX – шийка матки, HN – голова та шия або LUNG – легені; значення основних математичних показників про ROI: MEAN, MTV, TLG, GLCM Homogeneity, GLCM Entropy, GLRLM SRE, GLRLM LRE, GLZLM LGZE, GLZLM HGZE, SKEWNESS, KURTOSIS, ENTROPY 10, ENTROPY 2, ENERGY, SPHERICITY, COMPACITY; та метод сегментації зображення «Method of segmentation», який визначається одним із чотирьох досліджуваних алгоритмів сегментації: LIVER, SNAP, 2.5, 41.

Вихідними даними є виведення результатів підрахунків кожного з класифікаторів, визначення наявності пухлини, та при прийнятті гіпотези про наявність новоутворення визначення його типу (так званого «grade»).

Основні можливості системи, які потенційно мають бути розроблені

- Перевірка введених даних на повноту

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		63

- Валідація параметрів
- Розрахунок ступеню вираженості пухлини (grade)
- Визначення наявності раку у пацієнта
- Виведення отриманих результатів
- Представлення додаткової інформації результатів розрахунків, за бажанням користувача
- Реалізація інструкції користувача

4.2. Робота з програмним додатком

Для комфортного використання програмного додатку його було укомплектовано в файл з розширенням .exe (виконуваний файл, що застосовується в системах DOS, Microsoft Windows та ін).

Отже, для запуску необхідно натиснути подвійним натисканням на вікно попередньо завантаженої програми і приступити до роботи. Початкове вікно користувача зображено на рис. 4.1

The screenshot shows a window titled 'Modeling' with standard Windows window controls. The interface is divided into two main sections: 'Input values' and 'Results'.

Input values section:

- MEAN:
- MTV:
- TLG:
- GLCM Homogeneity:
- GLCM Entropy:
- Place of inflammations:
- GLRLM SRE:
- GLRLM LRE:
- GLZLM LGZE:
- GLZLM HGZE:
- SKEWNESS:
- Method of segmentation:
- KURTOSIS:
- ENTROPY 10:
- ENTROPY 2:
- ENERGY:
- SPHERICITY:
- COMPACITY:

At the bottom of the input section is a 'Calculated' button.

Results section:

- Results:
- Buttons: 'Hide details' and 'Details'
- Button: 'Instruction'

Рисунок 4.1. Початкове вікно користувача

У будь-який момент виконання програми користувачу надається можливість згортання вікна додатку та передчасного завершення роботи з ним.

За необхідністю, для отримання інструкцій щодо використання продукту, достатньо натиснути на кнопку «Instruction». Після чого на екрані з'явиться додаткове вікно, де буде описано базові відомості про додаток, під заголовком «About program», алгоритм послідовності дій користувача у пункті «Sequence of actions» та у пункті «Created by» розміщено основні відомості про автора програми.

Вікно з інструкціями зображено на рис. 4.2.

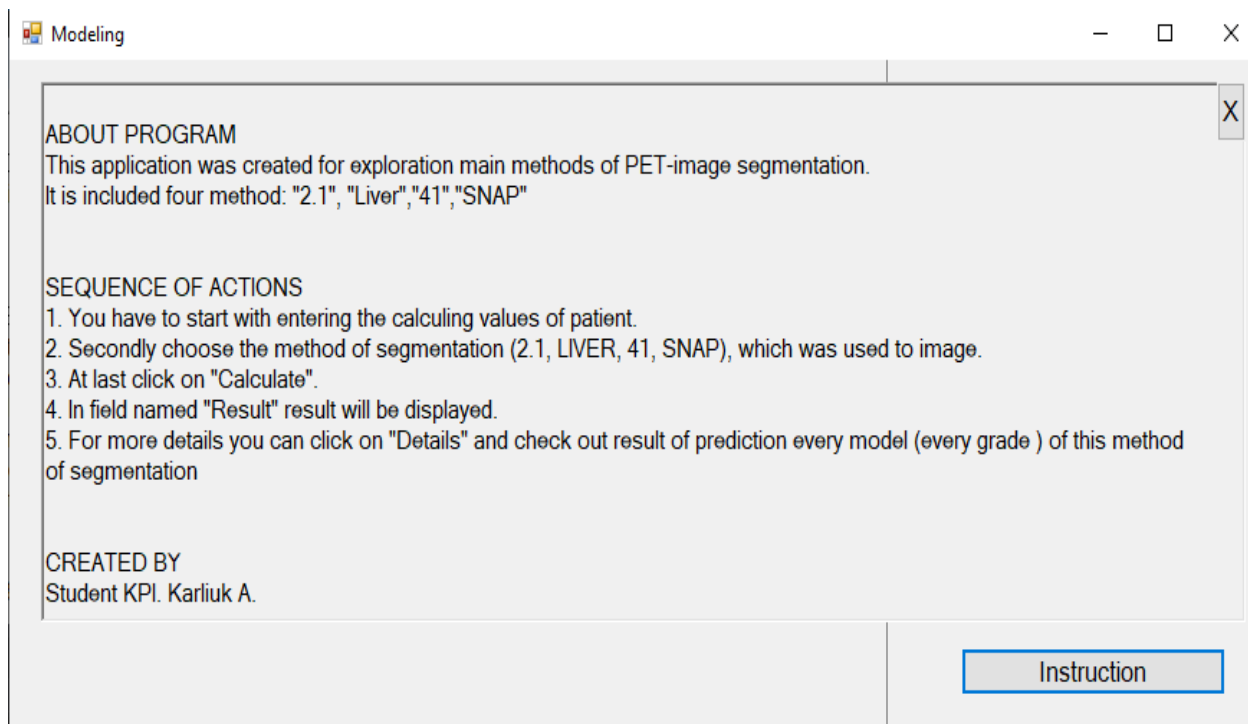


Рисунок 4.2. Вікно з наданням інструкцій

Для повернення до головного вікна необхідно натиснути на знак «x» в правому верхньому кутку вікна «Instructions».

Оскільки місця локалізації пухлини є взаємовиключними бінарними показниками, то для зазначення області локалізації було реалізовано випадний список. (рис. 4.3 (а)).

Аналогічно, для вибору методу сегментації, оскільки вони є взаємовиключними, реалізовано випадний список, який представлено на рис. 4.3 (б).

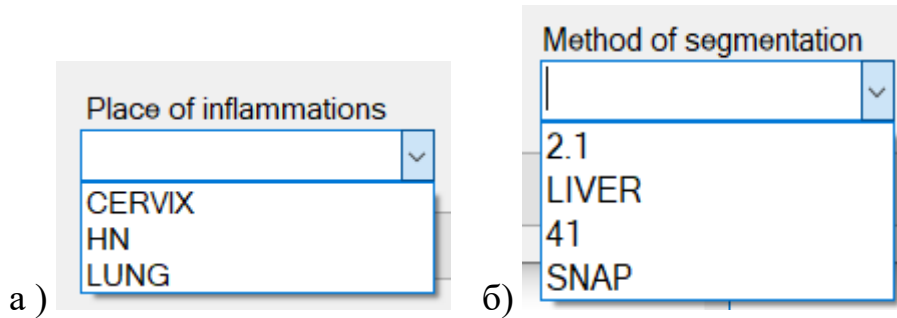


Рисунок 4.3. Реалізація випадних списків для а) місця локалізації та б) методу сегментації зображення

При введенні завчасно розрахованих параметрів зображення присутня автоматична валідація, що попереджає користувача про можливі помилки у значеннях. (рис. 4.4)

Modeling

Input values

MEAN 1	GLRLM SRE 2 <small>GLRLM SRE not in range (0-1)</small>	KURTOSIS
MTV 2	GLRLM LRE	ENTROPY 10
TLG 0	GLZLM LGZE	ENTROPY 2
GLCM Homogeneity 1	GLZLM HGZE	ENERGY
GLCM Entropy 1	SKEWNESS	SPHERICITY
Place of inflammations HN	Method of segmentation 2.1	COMPACITY

Calculated

Рисунок 4.4. Індивідуальна валідація параметрів

Для контролю коректності введених даних було статистично підраховано адекватні можливі межі існування кожного з показників, та при порушенні зазначених меж поле для введення змінної підсвічується червоним кольором і супроводжується текстовим попередженням про введення даних, які не задовольняють потрібні умови з зазначенням варіабельності існування показника.

За умови спроби розрахунку значення класифікаторів при відсутності всіх заповнених полів або декількох з них, користувач отримає повідомлення про помилку. Під час обробки даної помилки алгоритм одночасно виділяє червоним забарвленням всі незаповнені параметри.

Результати роботи валідатора, за умови відсутності значень декількох змінних (GLZLM HGZE, HGZE, ENTROPY 10 та COMPACITY) представлено на рис. 4.5

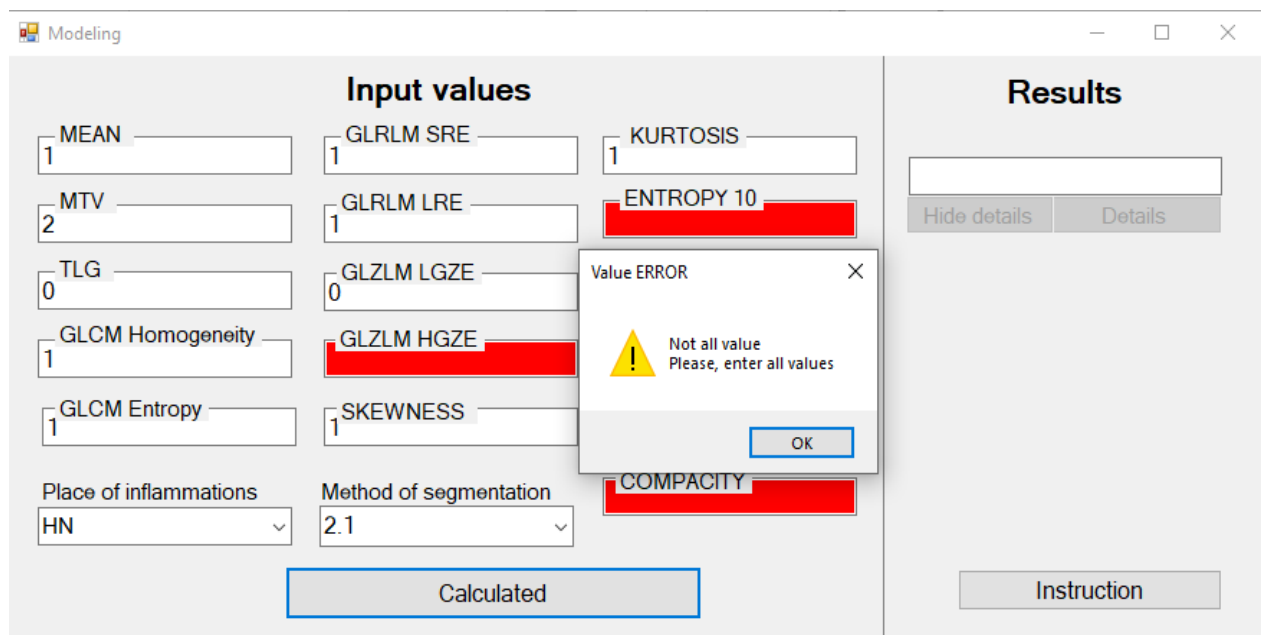


Рисунок 4.5. Контроль наявності всіх необхідних змінних

Після коректного заповнення всіх полів, для підрахунку визначення типу пухлини запропоновано скористатись кнопкою «Calculated». У правій частині вікна, під заголовком «Results» буде відображено отриманий результат про визначений тип пухлини у текстовому вигляді. (рис. 4.6)

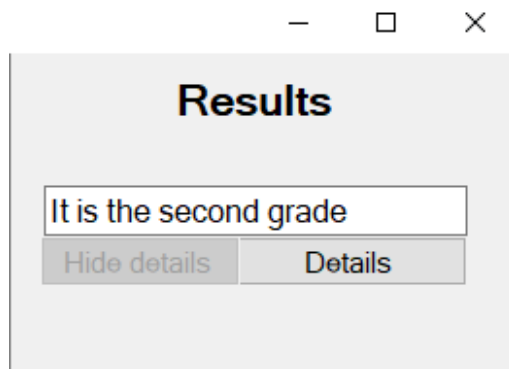


Рисунок 4.6. Виведення результату

Для отримання більш детальної інформації по кожній з моделей, які описують всі досліджувані типи пухлин для визначеного методу сегментації зображення, варто натиснути на кнопку «Details», яка активується після розрахунку значень класифікаторів, що реалізує дану можливість (рис. 4.7).

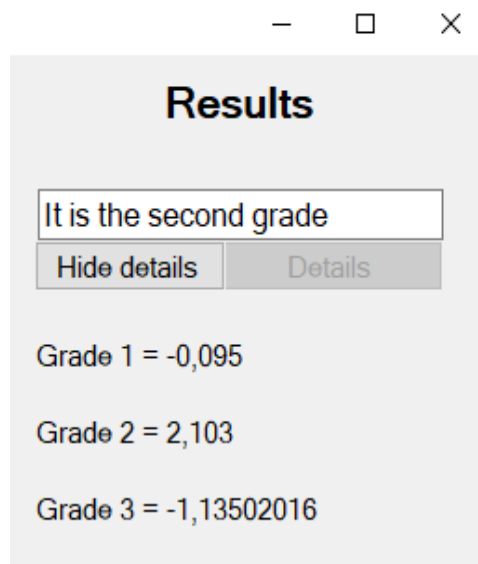


Рисунок 4.7. Деталізація отриманого результату

Висновок до розділу 4

У даному розділі було представлено реалізацію програмного додатку для визначення типу пухлини на основі результатів сегментації медичних зображень. У ході роботи розроблено програму в середовищі Microsoft Visual Studio 2017 мовою програмування C# з використанням елементів

Windows Form з можливістю розрахунку моделей для кожного з типів пухлини по будь-якому з досліджуваних методів сегментації зображень ПЕТ. Також реалізовано валідацію ведених параметрів, що включає перевірку заповненості всіх полів та попадання кожного з показників у визначені статистичні межі, та інструктування користувача за запитом.

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		69

РОЗДІЛ 5 ОХОРОНА ПРАЦІ

5.1 Вибір приміщення та специфікація обладнання

У даному розділі розглянуто питання безпеки та охорони праці в кабінеті функціональної діагностики у відділенні променевої діагностики інституту серцево-судинної хірургії ім. акад. М. М. Амосова. У кабінеті виконується огляд пацієнта, проводиться МРТ діагностика.

Нижче описані норми та заходи, які будуть направлені на усунення потенційно шкідливих і небезпечних виробничих факторів, що при певних умовах можуть негативно вплинути на організм людини в процесі розробки та експлуатації програми.

Таблиця 5.1

План приміщення, специфікація технологічного обладнання та оснащення кабінету МРТ-діагностики

№	Найменування	Основні характеристики	кільк	Позиція на рис.
Приміщення				
1	Параметри приміщення	6 x 5 x 3; S=30 м ² ; V=90 м ³		-
2	Кількість працюючих	Лікар, медична сестра, пацієнт, асистент	4	-
3	Природне освітлення	Вікно поворотно-відкидне REHAU ECOSOL 60, 1200*1500 мм	2	10
4	Опалення	Світильник світлодіодний лінійний Євросвіт EV-NX-18 18W 6400K	4	8
5	Двері Y1S37C50	Матеріал: ЛДСП Розміри: 800 x 50 x 20000 мм	1	9
6	Умивальник CERSANIT Como 60	Розміри: 0,6 x 0,45 x 1,2 м Матеріал: сантехнічний фаянс	1	2

Обладнання і оснащення				
6	Кушетка оглядова MD KC	Розміри: 1200x800x560 мм Тип покриття: Полімерно-порошковий	1	14
7	Томограф Optima CT540 SKD	Розмір: 2,0 x 1,3 x 1,62 м Напруга живлення, В: 200-240/8,4 Тип струму: змінний 50 Гц, постійний Потужність, Вт: 12 Струм на пацієнта, мкА: не більше 10 Рентгенівська трубка: Металокерамічна	1	12
8	Персональний комп'ютер Zevs PC i7 2600	Енергоспоживання: 95 Вт Розмір дисплею: 18,5" Споживана потужність: 30,5 Вт Габарити монітору 449 x 183 x 361 мм	2	13
9	Принтер Canon PIXMA MP495	Габарити: 450 x 335 x 153 мм Споживана потужність: 11 Вт В режимі очікування: 0,3 Вт	1	7
10	Шафа ОШ-9-20	Розміри: 1,2 x 0,8 x 2 м Матеріал: ЛДСП	1	1
11	Стіл IKEA TARENDO	Розміри: 1,5 x 0,8 x 0,8 м Матеріал: ЛДСП	2	3
12	Тумба Гербор Непо KOMIS	Розміри: 0,7 x 0,7 x 1 м Матеріал: ЛДСП	1	5
13	Wi-Fi роутер TP- LINK TL-MR3220	WAN-порт: USB 3G, Ethernet Споживана потужність: 3 Вт	1	11
14	Стілець Балтимор капучино	Розміри: 0,4 x 0,3 x 0,5 м Матеріал каркаса: метал Оббивка: екошкіра	6	4
15	Вогнегасник порошковий Волчанськ ВП-1 1кг	Вага, кг: 1,85. • Вага речовини, кг: 1. • Клас застосування приміщень: 1А / 21В.	1	6

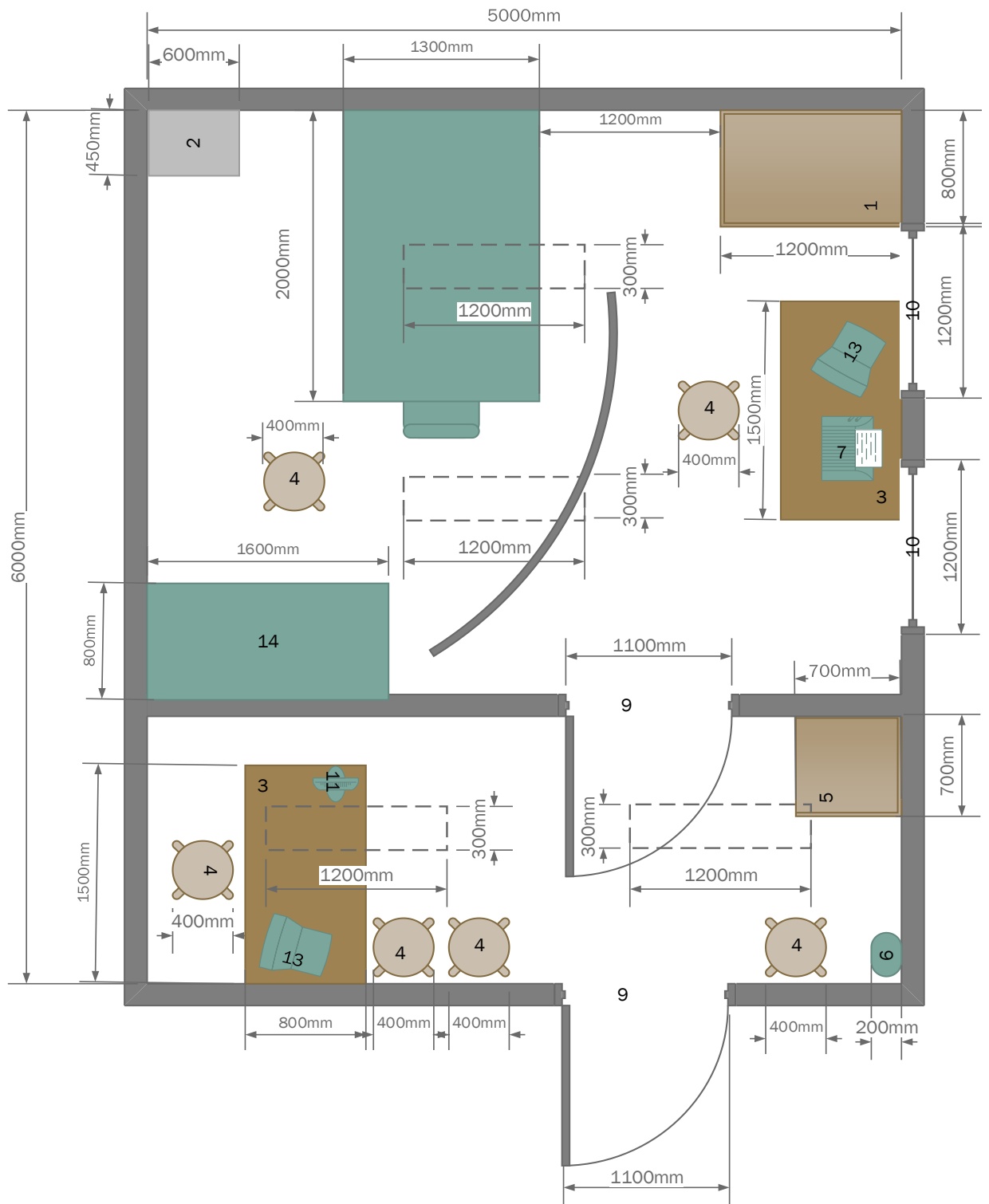


Рисунок 5.1. План кабінету функціональної діагностики

Результати розрахунків корисної площі та об'єму наведені в Таблиці 4.2, порівняння нормативних параметрів з реальними згідно з нормами ДСанПіН 3.3.6.042-99, ДСанПіН 3.3.2.007-98.

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БС.51.27.1300.1404с.ПЗ

Лист

72

Результати розрахунків

Параметр	Норма	Дані параметри
Корисна площа на 1 працюючого, S, м ²	не менше 6 м ²	7,53 м ² ;
Корисний об'єм на 1 працюючого V, м ³	не менше 20 м ³	26,86 м ³
Дверний прохід	не менше 1 м	1,1 м

Реальні значення корисної площі та корисного об'єму на одне робоче місце відповідають нормам. Додаткові заходи нормалізації не потребуються.

5.2 Оцінка небезпечних і шкідливих виробничих факторів та розробка заходів по покращенню умов праці

Потенційно шкідливим фактором при експлуатації АПК вважається небезпека враження людини електричним струмом.

Важливим, але менш ймовірним фактором являється пожежна небезпека під час аварійної ситуації. Хімічні та біологічні джерела практично не мають впливу, оскільки АПК використовує хімічні та біологічні сполуки у мінімальних кількостях.

Ключові небезпечні та шкідливі виробничі чинники

Тип чинників	Перелік
Фізичні	Рухомі механізми, випромінювання, електричні, небезпека пожежі
Хімічні	Відсутні
Біологічні	Відсутні
Психофізіологічні	Відсутні

5.2.1 Рухомі механізми

У приміщенні встановлене обладнання з рухомими частинами, що при недотриманні правил експлуатації обладнання можуть становити небезпеку для здоров'я людини.

Характеристика небезпечних факторів наведена у таблиці .5.4

Таблиця 5.4.

Джерела впливу рухомих механізмів МРТ

№	Найменування обладнання	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Томограф Optima CT540 SKD	Зсув металічних предметів	Недотримання правил безпеки при МРТ скануванні	Загроза для органів, що контролюються апаратом
2	Томограф Optima CT540 SKD	Потрапляння сторонніх деталей або пилі в рухому частину МРТ	Неохайне користування апаратом	Несправна робота МРТ, механічні пошкодження тіла

Таблиця 5.5.

Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Норми
1	швидкість руху рухомого механізму	200 об/хв	відсутній рух

Таблиця 5.6.

Заходи нормалізації рухомих механізмів

Заходи		Реалізація
Техн.	У техн. обладн.	Фіксуєчи ремені на кушетці для уникнення артефактів руху, що подають звуковий сигнал у незакріпленому стані Алюмінієвий корпус, котрий захищає рухомі елементи МРТ
	У приміщенні	Не передбачені

Організаційні	Детектор, що закріплений на поясі пацієнта та у разі непритомності людини сповістить про це звуковим сигналом Використання аварійної кнопки для зупинки діагностики Дотримання правил безпеки користування ПЗ персоналом
ЗІЗ	Не передбачені

5.2.2 Випромінювання

Таблиця 5.7

Джерела небезпеки випромінювання

№	Найменування обладнання	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Томограф Optima CT540 SKD	Зрушення частинок у результаті сильного електричного поля у пацієнтів зі стентами	Проведення діагностики без попередньої консультації	Пошкодження органів та апарату, значний вплив на якість зображення
2	Томограф Optima CT540 SKD	Проведення МРТ пацієнтам зі штучним ритмографом	Недотримання правил безпеки користування	Перехід ритмографа в асинхрон, сметрельно небезпечна аритмія
3	Томограф Optima CT540 SKD	Електромагнітне випромінювання Постійне магнітне поле	Перебування під апаратом довше визначеної норми	Вплив на нервову, імунну, ендокринну системи

Таблиця 5.8.

Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Норма
1	Магнітна індукція електромагнітного поля, промислової частоти, мТл	5	75
2	Рівень постійного манітного поля, кА/м	4,5	125

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		75

Реальні значення величин електромагнітного поля промислової частоти еквівалентне 3 годинам перебування персоналу з включеним МРТ. Відповідно до ДСанПіН 3.3.6.096-2002, дана лабораторія функціональної діагностики відповідає встановленим нормам, прийнятні заходи безпеки, що використовуються у кімнаті вказані в таблиці 5.9:

Таблиця 5.9

Заходи щодо нормалізації параметрів випромінювання

№	Заходи		Реалізація
1	Технічні	У техн. обладн.	Детектор наявності стентів та інших металевих частинок у пацієнта і попередження про них Додаткові обмотки котушки, які обмежують поле
		У приміщенні	Використання клітки Фарадея для екранування приміщення
2	Організаційні		Консультації з безпеки користуванням обладнання
3	ЗІЗ		Не передбачені

5.2.3 Електробезпека

Таблиця 5.10

Джерела небезпеки

№	Найменування обладнання	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Томограф Optima CT540	Неізольовані струмопровідні частини томографа	Порушення початкових норм захисту електроустаткування	Ураження електричним струмом
2	Комп'ютер Zevs PC i7	Незахищений корпус ПК та струмопровідні шнури	Недотримання правил експлуатації	
3	Принтер Canon PIXMA	Відкрита проводка біля картриджного блоку	Самостійна заміна картриджів	

Таблиця 5.11.

Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1	Сила постійного струму, мА	130	Не більше 150

Таблиця 5.12

Заходи щодо нормалізації параметрів випромінювання

№	Заходи		Реалізація
1	Технічні	У техн. обладн.	Встановлений запобіжник (20 А) Регулярне проведення діагностики всіх приладів
		У приміщенні	Не передбачені
2	Організаційні		Інструктаж з електробезпеки;
3	ЗІЗ		Ізоляційні підставки

5.2.4 Пожежна безпека

Таблиця 5.13

Джерела небезпеки пожежі

№	Найменування	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки
1	Томограф Optima CT540	Несправність рентген трубки	Перегрівання складових частин	Опіки органів; знищення обладнання, втрата історій пацієнтів
2	Принтер Canon PIXMA	Картриджна система принтера	Спалахування чорнил	
3	Комп'ютер Zevs PC i7	Коротке замикання	Пробій в ізоляційному покритті	

Нормативні значення ПБ визначеного приміщення

№ п.п.	Нормативний параметр ПБ	Маркування параметру	Критерій вибору
1.	Клас(и) пожежі	Клас А (підклас А1)	Горіння твердих речовин: шафа витяжна, письмовий стіл, тумбочка
		клас Е	Технічне обладнання – електроустановки під напругою: комп'ютер, МРТ, принтер.
2.	Категорія приміщення	категорія В	Важкогорючі та тверді горючі матеріали
3.	Пожежонебезпечна зона	клас П-Па	Тверді горючі речовини

Заходи пожежної безпеки

Заходи		Реалізація
Техн.	У обладн.	Теплообмінник охолодження рентгенівської трубки МРТ (corpus C341V)
	У приміщ	Не передбачені
Організаційні		Регулярний огляд обладнання та електропроводки Щоквартальне проведення інструктажу з протипожежної безпеки
ЗІЗ		Вуглекислотний вогнегасник (ВВК-5)

Висновок до розділу 5

Впровадженні заходи для уникнення небезпеки від рухомих механізмів та захисту від магнітного поля. Для підтримання відповідного рівня показників використовують заходи їх контролю. Для зменшення впливу шкідливих речовин на організм людини приймають відповідні захисні міри. У даному розділі розглянуто заходи безпеки від ураження електричним струмом та пожежної безпеки. Дане приміщення не відповідає всім нормам в точності, але у лабораторії проводяться заходи для нормалізації умов.

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		78

РОЗДІЛ 6

ЕКОНОМІЧНА ЕФЕКТИВНОСТІ ВПРОВАДЖЕННЯ ПО

6.1 Розрахунок річного економічного ефекту

Після створення програмної системи економічний ефект визначається за формулою (6.1) :

$$E_{\phi} = E_{\Gamma} - E_{\text{н}} * K \quad (6.1)$$

де E_{ϕ} – річна економія поточних витрат, грн.;

K –капітальні витрати на створення програмного виробу, грн.;

$E_{\text{н}}$ –нормативний коефіцієнт економічної ефективності капіталовкладень, долі.

$E_{\text{н}}$ залежить від особливостей вживання засобів автоматизації в різних галузях; для даного випадку він дорівнює 0,42.

$$E_{\phi} = 19321,31 - 19669,95 * 0,42 = 11059,93 \text{ грн.} \quad (6.2)$$

6.2 Розрахунок коефіцієнта економічної ефективності і терміну окупності капіталовкладень

Коефіцієнт економічної ефективності капіталовкладень показує величину річного приросту прибутку. Коефіцієнт економічної ефективності капіталовкладень розраховується за формулою (6.3):

$$E_p = E_{\Gamma} / K , \quad (6.3)$$

$$E_p = 19321,31 / 19669,95 = 0,9 \quad (6.4)$$

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		79

Розроблена програма є економічно ефективною, оскільки виконується нерівність:

$$E_p \geq E_n \quad (6.5)$$

$$0,9 \geq 0,42. \quad (6.6)$$

Термін окупності капіталовкладень – період часу, протягом якого окупаються витрати на ПМК. Знаходимо за формулою (6.7):

$$T_p = \frac{1}{E_p} \quad (6.7)$$

$$T_p = \frac{1}{0,9} = 1,11 \text{ року} \quad (6.8)$$

Так як $T_p = 1,11 < T_n = 2,4$ року (термін окупності капіталовкладень менше нормативного), то можна стверджувати, що капіталовкладення використовуються ефективно.

Висновок до розділу 6

В ході проведення розрахунків були визначені економічні показники розробленого автоматизованого робочого місця. Їх чисельні значення приведені нижче. Річна економія складає 19321,31 грн. Економічний ефект від впровадження АРМ рівний 11059,93 грн. на рік. Коефіцієнт економічної ефективності розробленого АРМ дорівнює 0,9. Даний коефіцієнт визначає термін окупності капіталовкладень і приблизно рівний 1,11 року. При

впровадженні розробленого програмного забезпечення основним джерелом економії буде зниження витрат на обробку інформації і як наслідок збільшення об'ємів і скорочення термінів обробки інформації.

Для наочності, основні економічні показники зведені в таблицю 6.1.

Таблиця 6.1

Основні економічні показники

Показник	Позначення	Одиниця виміру	Значення
Капітальні витрати на створення програмного виробу	К	грн.	19669,95
Річна економія поточних витрат	Ег	грн.	19321,31
Річний економічний ефект	Еф	грн.	11059,93
Коефіцієнт економічної ефективності	Ер	--	0,9
Термін окупності капітальних вкладень	Тр	років.	1,1

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

1. За допомогою методу групового урахування аргументів шляхом покрокового додавання змінних, реалізованого у програмному забезпечення GMDH Shell DS побудовано моделі для визначення типу пухлин за схемою «один проти всіх», кожна з моделей оцінена на вибірках навчання, екзамена та тест. Середня точність моделі на тесті для методу сегментації «Liver» становить 89,9%, для методу «2.5» - 61,7%, для методу «41» - 90,1%, для методу сегментації «SNAP» - 90,4%.

2. За результатами порівняльного аналізу точності класифікації пухлин, було встановлено, що найбільш безпомилковим на екзаменаційній вибірці є «SNAP», який показав точність визначення пухлин 94,3%, що і свідчить про його найкращу класифікаційну здібність.

3. За допомогою використання методологій моделювання, таких, як IDEF0, IDEF3 та UML було побудовано 9 діаграм, які детально описують структуру та логіку роботи програми.

4. У середовищі Microsoft Visual Studio 2017 мовою програмування C# створено систему для визначення типу пухлин, яка на основі вихідних характеристик результатів сегментації медичних зображень дозволяє з високою точністю оцінити тип пухлини.

ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1. S. Jelercic, M. Rajer, The role of PET-CT in radiotherapy planning of solid tumours (2015) 3–4.
2. Оптимізація радіаційного впливу на оточуюче середовище при використанні позитрон-емісійної томографії. Д.Нечай, О.Безшийко, Л.Голінка-Безшийко, А.Громлюк, І.Каденко. Науковий вісник Ужгородського університету. Серія Фізика. Випуск 24 — 2009
3. D. Lardinois, W. Weder, T. Hany, E. Kamel, S. Korom, B. Seifert, G. von Schulthess, H. Steinert, Staging of non-small-cell lung cancer with integrated positron-emission tomography and computed tomography, *New Engl. J. Med.* 348 (25) (2003) 2500–2507.
4. P. Kaufmann, P. Camici, PET/MR imaging: technical aspects and potential clinical applications (1) (20013) 75–88.
5. B. Zhao, L.H. Schwartz, S.M. Larson, Imaging Surrogates of Tumor Response to Therapy: Anatomic and Functional Biomarkers, 50 (2) (2019) 239–249.
6. V. Gregoire, K. Haustermans, X. Geets, S. Roels, M. Lonneux, Pet based treatment planning in radiotherapy: a new standard? *J. Nucl. Med.* 48 (2007) 68S.
7. D. Zukic, D. V. Byrd, P. E. Kinahan, A. Enquobahrie1, Calibration Software for Quantitative PET/CT Imaging Using Pocket Phantoms (3) (2018) 148–158.
8. K. Jahae; C. Sang-Geon; S. Minchul; K. Sae-Ryung; K. S. Young; C. Kang-Ho, C. Seong-Min; K. Byeong-Chae; S. Ho-Chun, Usefulness of 3-dimensional stereotactic surface projection FDG PET images for the diagnosis of dementia (11) (2016) 1771–1776.
9. Chun K. Kim, Naresh C. Gupta, B. Chandramouli and Abass Alavi, Standardized Uptake Values of FDG: Body Surface Area Correctionis Preferable to Body Weight Correction. 35 (1) (2015) 164–167.

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		83

10. U. Bagci, X. Chen, J. Udupa, Hierarchical scale-based multi-object recognition of 3d anatomical structures, IEEE Trans. Med. Imaging 31 (3) (2012) 777–789.

11. C. A. Morariu, A. Eckhardt, T. Terheiden, S. Landgräber, M. Jager, J. Pauli, 3D Adaptive Wavelet Shrinkage Denoising while Preserving Fine Structures (2018) 374–379.

12. U. Bagci, J.K. Udupa, J. Yao, D.J. Mollura, Co-segmentation of functional and anatomical images, in: Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2012, Springer, 2012, pp. 459–467.

13. A. A. Taha, A. Hanbury, Metrics for evaluating 3D medical image segmentation: analysis, selection, and tool (2015) 75–87.

14. Shelley N Acuff, Anetia S Jackson, Rathan M Subramaniam and Dustin R Osborne, Practical Consideration for Integrating PET/CT in Radiation Therapy Planning for Patient Care (2018) 343–348.

15. Magdy M. Khallil, Basic Science of PET Imaging (2017) 306–3015.

16. D. Delbeke, R.E. Coleman, M.J. Guiberteau, M.L. Brown, H.D. Royal, B.A. Siegel, D.W. Townsend, L.L. Berland, J.A. Parker, K. Hubner, et al., Procedure guideline for tumor imaging with 18f-FDG PET/CT 1.0, J. Nucl. Med. 47 (5) (2006) 885–895.

17. M. Werner-Wasik, A.D. Nelson, W. Choi, Y. Arai, P.F. Faulhaber, P. Kang, F.D. Almeida, Y. Xiao, N. Ohri, K.D. Brockway, et al., What is the best way to contour lung tumors on PET scans? Multiobserver validation of a gradientbased method using a NSCLC digital PET phantom, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 82 (3) (2017) 1164–1171.

18. Ayman El-Baz, Xiaoyi Jiang, Jasjit S. Suri, Biomedical Image Segmentation: Advances and Trends IEEE Trans. Med. Imaging (2016) 903–921.

19. Young Jae Kim, Seung Hyun Lee, Chang Min Park and Kwang Gi Kim, Evaluation of Semi-automatic Segmentation Methods for Persistent Ground Glass Nodules on Thin-Section CT Scans (2016) 305–315.

20. U. Bagci, J. Yao, K. Miller-Jaster, X. Chen, D. Mollura, Predicting future morphological changes of lesions from radiotracer uptake in 18f-FDG-PET images, Plos One 8 (2) (2013) e57105.

21. U. Bagci, J. Udupa, N. Mendhiratta, B. Foster, Z. Xu, J. Yao, X. Chen, D.J. Mollura, Joint segmentation of functional and anatomical images: applications in quantification of lesions from PET, PET-CT, MRI-PET, and MRI-PET-CT images, Med. Image Anal. 17 (8) (2013) 929–945.

22. Mathieu N. Toledano, Pierre Vera, Hervé Tilly, Fabrice Jardin, Stéphanie Becker, Comparison of therapeutic evaluation criteria in FDG-PET/CT in patients with diffuse large-cell B-cell lymphoma: Prognostic impact of tumor/liver ratio (2019) 1371.

23. Valentina Ambrosini, Stefano Fanti, Vaseem U. Chengazi, Domenico Rubello, Diagnostic accuracy of FDG PET/CT in mediastinal lymph nodes from lung cancer (2014) 1301–1302.

24. Yuanda Zheng Xiaojiang Sun Jian Wang Lingnan Zhang Xiaoyun Di Yaping Xu, FDG-PET/CT imaging for tumor staging and definition of tumor volumes in radiation treatment planning in non-small cell lung cancer (2014) 1015-1020.

25. U. Bagci, J. Yao, J. Caban, E. Turkbey, O. Aras, D. Mollura, A graph-theoretic approach for segmentation of PET images, in: 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011, pp. 8479–8482.

26. Jing X, Meng X, Sun X, Yu J., Delineation of clinical target volume for postoperative radiotherapy in stage pN2 non-small-cell lung cancer (2016) 823.

27. Vittorio Murino, Enrico Puppo, Image Analysis and Processing — ICIAP 2015 (2015) 689–706.

28. E. Day, J. Betler, D. Parada, B. Reitz, A. Kirichenko, S. Mohammadi, M. Miften, A region growing method for tumor volume segmentation on PET images for rectal and anal cancer patients, Med. Phys. 36 (10) (2009) 4349–4358.

29. Stasa Jelercic and Mirjana Rajer, Biological Target Volume Delineation with 18F-FDG PET/CT for Radiotherapy Planning (2015) 1-9.

30. J. van Dalen, A. Hoffmann, V. Dicken, W. Vogel, B. Wiering, T. Ruers, N. Karssemeijer, W. Oyen, A novel iterative method for lesion delineation and volumetric quantification with FDG PET, Nucl. Med. Commun. 28 (6) (2007) 293–485.

31. Keisuke Kawauchi, Kenji Hirata, Chietsugu Katoh, Seiya Ichikawa, Osamu Manabe, Kentaro Kobayashi, Shiro Watanabe, Sho Furuya and Tohru Shiga, A convolutional neural network-based system to prevent patient misidentification in FDG-PET examinations (2019).

32. S. Belhassen, H. Zaidi, A novel fuzzy c-means algorithm for unsupervised heterogeneous tumor quantification in PET, Med. Phys. 37 (3) (2010) 1309–1324.

33. M. Hatt, C. Cheze le Rest, A. Turzo, C. Roux, D. Visvikis, A fuzzy locally adaptive Bayesian segmentation approach for volume determination in PET, IEEE Trans. Med. Imaging 28 (6) (2009) 881–893.

34. Yeman B. Hagos, Vu H. Minh, Saed Khawaldeh, Usama Pervaiz, Tajwar A. Aleef, Fast PET Scan Tumor Segmentation using Superpixels, Principal Component Analysis and K-means Clustering (2017)

35. Hofheinz F1, Langner J, Petr J, Beuthien-Baumann B, Steinbach J, Kotzerke J, van den Hoff J., An automatic method for accurate volume delineation of heterogeneous tumors in PET. (2013)

36. M. Hatt, C. Cheze le Rest, P. Descourt, A. Dekker, D. De Ruyscher, M. Oellers, P. Lambin, O. Pradier, D. Visvikis, Accurate automatic delineation of heterogeneous functional volumes in positron emission tomography for oncology applications, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 77 (1) (2010) 301–308.

37. Maedeh Sadat Fasihi, Wasfy B. Mikhael, Prince, Overview of Current Biomedical Image Segmentation Methods (2016) 315–337.

38. Nisha Ramesh, Ting Liu, and Tolga Tasdizen, Cell Detection Using Extremal Regions in a Semisupervised Learning Framework, (2017)

39. Brent Foster, Ulas Bagci Awais Mansoor, Ziyue Xu, and Daniel J. Mollura, A Review on Segmentation of Positron Emission Tomography Images. (2014) 11-12.

40. Hisashi Shimodaira, Automatic Color Image Segmentation Using a Square Elemental Region-Based Seeded Region Growing and Merging Method (2017).

41. Y. Boykov, O. Veksler, R. Zabih, Fast approximate energy minimization via graph cuts, IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 23 (11) (2001) 1222–1239.

42. M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, Snakes: active contour models, Int. J. Comput. Vis. 1 (4) (1988) 321–331.

43. Esmaeel Jafargholi Rangraz, Walter Coudyze rGeert Maleux Kristof Baete Christophe M. DerooseJohan Nuyts, Multi-modal image analysis for semi-automatic segmentation of the total liver and liver arterial perfusion territories for radioembolization (2019).

44. J.A. Sethian, Level Set Methods and Fast Marching Methods: Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, and Materials science, vol. 3, Cambridge University Press, Cambridge, United Kingdom, 1999.

45. Y.C. Lin, Y.P. Tsai, Y.P. Hung, Z.C. Shih, Comparison between immersion-based and toboggan-based watershed image segmentation, IEEE Trans. Image Process. 15 (3) (2006) 632–640.

Лістинг імплементації моделей

```

private void button1_Click_1(object sender, EventArgs e)
{
    Double x1, x2, x3, x4, x5, x6, x7, x8, x9, x10, x11,
x12, x13, x14, x15, x16, x17, x18, x19, x;
    Double m1, m2, m3;
    var numbers = new List<double>();
    var vars = new List<TextBox>() { X4, X5, X6, X7, X8,
X9, X10, X11, X12, X13, X14, X15, X16, X17, X18, X19 };

    grade1.Visible = false;
    grade2.Visible = false;
    grade3.Visible = false;
    hide.Enabled = false;

    foreach (TextBox i in vars)
    {
        if (!string.IsNullOrEmpty(i.Text))
        {
            x = Convert.ToDouble(i.Text); ;
            numbers.Add(x);
            Console.WriteLine(x);
            if (i == X19)
            {

                if (string.IsNullOrEmpty(X123.Text))
                {

                    MessageBox.Show(" No one place is
chosen.", "Value ERROR", MessageBoxButtons.OK,
MessageBoxIcon.Exclamation);
                }
                else
                {
                    if (X123.Text == "CERVIX")
                    {
                        x1 = 1;
                    }
                    if (X123.Text == "HN")
                    {
                        x2 = 1;
                    }
                    if (X123.Text == "LUNG")
                    {
                        x3 = 1;
                    }
                }
            }
        }
    }
}

```

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		88


```

        if (string.IsNullOrEmpty(meth.Text))
        {
            MessageBox.Show(" No one method
is choosen.\n Please, choose method of segmentation", "Value
ERROR", MessageBoxButtons.OK, MessageBoxIcon.Exclamation);
        }
        Else
        {
            details.Enabled = true;
            if (meth.Text == "2.1")
            {
                m1 = -0.453 + 0.58 * x2 * x10 +
0.358 * Math.Pow(x18, 2) + 0.0003 * x3 * x6 - 0.134 * x5 * x11 +
                0.06 * x1 * x19 + 0.089 *
Math.Pow(x10, 2) + 14.458 * x3 * x11 - 0.906 * x3 * x7 - 0.053 *
x1 * x14;

                m2 = -0.076 + 22.263 * x8 * x11
- 49.747 * x2 * x11 + 1.955 * x2 * x17 - 0.453 * x10 * x18 +
                0.0005 * x3 * x6 + 0.224 *
x7 * x14 - 0.401 * x10 * x17 - (1.92e-07) * x6 * x12 -
                0.002 * x3 * x5 + 48.273 *
x11 * x15;

                m3 = 0.246 - 37.666 * x8 * x11 -
1.381 * x2 * x17 + 0.434 * x10 * x17 + (2.61e-06) * Math.Pow(x5,
2) +
                0.473 * x8 * x10 - 0.0007 *
x3 * x6 - 0.256 * x1 * x19 + 0.0007 * x1 * x12 - (1.53e-05) * x5
* x14;

                result.Text = check_models(m1,
m2, m3);
            }

            if (meth.Text == "LIVER")
            {
                m1 = 0.133 + 27.788 *
Math.Pow(x2, 2) - 0.17 * x4 * x7 + 1.209 * x2 * x14 - 0.0003 *
x12 * x17 -
                4.207 * x2 * x19 - 11.983 *
x2 * x7 - 159.092 * x2 * x15 + 15.698 * x2 * x8 -
                0.409 * x2 * x4 + 0.005 * x2
* x12 + 0.006 * x2 * x5 + 4.569 * x2 * x18 - 3.557 * x2 * x13 -
                155.426 * x2 + 123.007 * x2 *
x9 + 33.941 * x2 * x11 + 13.21 * x2 * x17 + 0.002 * x2 * x6 +
                41.514 * x2 * x16 + 0.029 *
x4 * x10;

                m2 = 4.714 - 0.116 * x9 * x12 -
0.602 * x2 * x19 + 106.325 * Math.Pow(x11, 2) + 25.829 * x4 * x11 +

```

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		89

```

1.347 * x2 * x13 + 0.008 *
x2 * x6 - 0.028 * x2 * x5 + 2.762 * x4 * x18 - 21.009 * x13 *
x19 +
0.212 * x12 * x18 + 19.927 *
x13 - 1.819 * x7 * x16 + 0.254 * x14 * x19 - 33.182 * x11 * x19
-
2.779 * x4 * x9 + 0.0005 *
x1 * x12 + 0.0006 * x3 * x6 - 2.316 * x4 * x7 + 0.914 * x3 * x13
+
0.171 * x1 * x4 + 0.089 *
x12 - 0.369 * x11 * x12;

m3 = -0.757 - 0.004 * x12 * x18
+ 2215.54 * Math.Pow(x11, 2) - 1920.21 * x11 * x17 - 3.648 * x7
* x13 -
0.188 * x12 * x17 + 74.921 *
x7 * x17 - 14.526 * x16 * x17 + 0.865 * x10 * x14 + 3.029 *
Math.Pow(x13, 2) -
32.018 * x13 * x17 + 0.006 *
x12 * x15 + 110.99 * x11 * x13 - 98.077 * x11 + 12.683 * x4 *
x17 -
1.146 * x4 * x13 + 10.351 *
x7 + 0.013 * x3 * x12 - 7.531 * x3 * x15 + 130.383 * x3 * x11 +
2.137 * x16 * x16 - 1.193 *
x8 * x14 - 6.009 * x10 * x15 + 0.752 * x3 * x4 + 8.546 * x15 +
6.343 * x17 * x19;

result.Text = check_models(m1,
m2, m3);
}

if (meth.Text == "41")
{
m1 = -4.854 + 3.216 * x2 * x10 +
1.186 * x11 * x12 - 1.877 * x4 * x7 + 0.94 * x8 * x10 +
51.536 * x10 * x15 + 1.755 *
Math.Pow(x18, 2) - 0.004 * x12 * x13 + 0.45 * x3 * x4 - 16.092 *
x10 * x16 -
0.007 * x3 * x12 - 2.275 *
x3 * x18 + 5.389 * x3 * x9 - 41.588 * x2 * x11 + 0.65 * x13 -
217.536 * x3 * x15 + 0.0006
* x6 * x13 + 2.727 * x1 * x9 + 0.398 * x4 * x10 +
0.0009 * x1 * x6 + 0.648 *
x3 * x13 + 65.068 * x3 * x16 - 0.0002 * x2 * x12 +
0.002 * x12 * x14 - 0.003 *
x12 * x18;

m2 = -34.045 - (2.62e-06) *
Math.Pow(x12, 2) - 0.852 * x2 * x19 - 1.174 * x11 * x12 - 42.955
* Math.Pow(x18, 2) -
5.96 * x7 * x18 + 0.003 * x2
* x6 + 0.144 * x2 * x14 - 0.024 * x9 * x12 - 0.364 * x4 * x15 -

```

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		90

```

142.231 * x11 * x13 + 0.27 * x10 * x14 + 0.017 * x12 * x15 +
83.704 * x18 +
143.057 * Math.Pow(x17, 2) -
0.047 * x4 * x19 - 6476.3 *
Math.Pow(x11, 2) + 2268.92 * x11 * x17 + 3.214 * x7 * x13 +
0.417 * x4 * x18 -
2.807 * x17 * x19;

m3 = -16.347 + 3635.89 *
Math.Pow(x11, 2) + 17.266 * x7 * x18 - 0.406 * Math.Pow(x4, 2) +
25.478 * x8 * x17 +
160.829 * x11 * x16 + 0.024
* x12 * x17 - 540.603 * x11 * x18 + 1.857 * x4 * x9 -
9.666 * x9 * x16 + 0.149 *
Math.Pow(x14, 2) + 0.009 * x3 * x12 - 0.37 * x3 * x4 + 0.028 *
x7 * x12 -
1.046 * x4 * x18 - 32.557 *
x15 + 0.655 * x3 * x19 + 1.149 * x1 * x13 - 0.311 * x1 * x19 +
2.108 * x16 * x18 - 0.001 *
x8 * x12;

result.Text = check_models(m1,
m2, m3);
}

if (meth.Text == "SNAP")
{
m1 = -2.084 + 16.775 * x2 * x10
- 1.434 * x2 * x14 + (6.04e-05) * x4 * x6 - 33.07 * x2 * x7 +
30.615 * x2 * x17 -
8.25 * x2 - 0.002 * x2 * x12
+ 0.159 * x12 * x17 - 1.906 * x4 * x7 + 0.275 * x3 * x4 - 0.008
* x12 * x18 +
0.128 * x4 * x16 - 0.566 *
x1 * x14 - 0.007 * x3 * x12 - 0.861 * x3 * x8 - 0.167 * x8 * x19
- 20.913 * x17 +
17.008 * x7 * x9 - 0.801 *
x2 * x19 + 0.399 * x13 * x18;

m2 = 5.247 - 5.105 * x2 / x14 -
277.973 * x11 / x4 - 46.514 * x11 / x7 - 0.601 * x3 * x13 -
122.474 * x1 / x6 -
0.009 * x1 * x6 + 33.33 * x3
/ x11 - 0.004 * x12 * x19 - 0.326 * x3 / x13 + 0.005 * x6 / x7 -
2.246 * x9 * x19 +
60.507 * x11 * x16 - 221.631
* x13 / x12 + 27.801 * x14 / x12 + 0.059 * x1 * x5 - 0.005 * x12
/ x18 -
3.402 * x9 / x14 - 0.007 *
x12 / x19 - 1.334 * x3 / x19 + 8.701 * x3 / x4 + 1548.92 * x11 /
x12 + 2.472 * x2 / x10 + 0.229 * x1 / x14 + 0.558 / (x13 * x16)
+ 0.001 * x4 * x12;

```

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		91

```

        m3 = 0.381 - 392.088 * x14 * x18
- 2.263 * x14 * x18 + 0.004 * x12 * x14 + 335.092 * x7 * x11 +
6.241 * Math.Pow(x18, 2) +
        89.764 * x11 * x14 + 4.271 *
x7 * x13 + 0.363 * x13 * x14 + 0.115 * x2 * x4 + 0.037 * x2 * x5
- 0.004 * x2 * x6 -
        3.253 * x2 * x9 - 0.002 * x6
* x13 - 0.009 * x12 * x18 + 0.249 * x3 * x19 - 1.968 * x3 * x10
+ 0.003 * x1 * x6 -
        0.183 * x4 * x19 + 0.254 *
x4 - 9.214 * x4 * x11 + 1.737 * x2 * x19 + 0.001 * x1 * x12 -
0.553 * x10 * x14 +
        0.002 * x3 * x5;

        result.Text = check_models(m1,
m2, m3);
    }
}
}
}
else
{
    foreach (TextBox j in vars)
    {
        if (string.IsNullOrEmpty(j.Text))
        {
            j.BackColor = Color.Red;
        }
    }
    MessageBox.Show("Not all value\nPlease,
enter all values", "Value ERROR", MessageBoxButtons.OK,
MessageBoxIcon.Exclamation);
    break;
}
}
}
}
}

```

Лістинг вимог до кожного поля введення параметрів

```

private void X4_KeyPress(object sender,
KeyPressEventArgs e)
{
    char ch = e.KeyChar;
    if (!Char.IsDigit(ch) && ch != 8 && (ch != ',' ||
X4.Text.Contains(',')))
    {
        e.Handled = true;
    }
}

```

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		92

Лістинг валідації параметру “MEAN”

```
private void X4_Validating(object sender,
CancelEventArgs e)
{
    if (!string.IsNullOrEmpty(X4.Text))
    {
        if (Convert.ToDouble(X4.Text) >= 0 &&
Convert.ToDouble(X4.Text) <= 20)
        {
            X4.BackColor = Color.White;
            label3.Visible = false;
        }
        else
        {
            X4.BackColor = Color.Red;
            label3.Visible = true;
        }
    }
    else
    {
        X4.BackColor = Color.Red;
    }
}
```

					БС.51.27.1300.1404с.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		93