

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ФАКУЛЬТЕТ АЕРОНАВІГАЦІЇ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ
КАФЕДРА ЕЛЕКТРОНІКИ, РОБОТОТЕХНІКИ І ТЕХНОЛОГІЙ МОНІТОРИНГУ
ТА ІНТЕРНЕТУ РЕЧЕЙ

ДОПУСТИТИ ДО ЗАХИСТУ
Завідувач випускової кафедри
_____ Шутко В.М.
« _____ » _____ 2021 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

ЗДОБУВАЧА ОСВІТНЬОГО СТУПЕНЯ БАКАЛАВРА
ЗІ СПЕЦІАЛЬНОСТІ 153 «МІКРО- ТА НАНОСИСТЕМНА
ТЕХНІКА» ОПП «ФІЗИЧНА ТА БІОМЕДИЧНА ЕЛЕКТРОНІКА»

**Тема: «Алгоритм сегментації зображень органів грудної клітини
цифрових гамма-камер»**

Виконавець

студент групи МН-403Б Маршалковська Анна Євгеніївна (підпис)

Керівник

к.т.н., доцент Мірошніченко Олександра Сергіївна (підпис)

Нормоконтролер Сініцин Р.Б. (підпис)

КИЇВ 2021
НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет аеронавігації, електроніки та телекомунікацій

Кафедра електроніки, робототехніки і технологій моніторингу та інтернету речей Спеціальність 153 «Мікро- та наносистемна техніка»
Освітньо-професійна програма «Фізична та біомедична електроніка»

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри

— _____ || _____ Шутко В.М
2021 р.

ЗАВДАННЯ **на виконання дипломної роботи**

Маршалковської Анни Євгеніївни

(прізвище, ім'я, по батькові випускника в родовому відмінку)

1. Тема дипломної роботи (проекту): «Алгоритм сегментації зображень грудної клітини цифрових гамма-камер»
затверджена наказом ректора від «01» 04. 2021 р. № 526
2. Термін виконання роботи: з 17.05.2020 р. по 20.06.2020 р.
3. Вихідні дані до роботи: Гамма-камери, Робота з медичними зображеннями, методи сегментації медичних тривимірних зображень в комп'ютерній томографії, комп'ютерна система сегментації медичних зображень методом мурашиної колонії.
4. Зміст пояснювальної записки: Гамма-камери, Робота з медичними зображеннями, методи сегментації медичних тривимірних зображень в комп'ютерній томографії, комп'ютерна система сегментації медичних зображень методом мурашиної колонії
5. Перелік обов'язкового графічного (ілюстративного) матеріалу: Схематичний розріз детектора гамма-камери, Медичний діагностичний апарат з використанням гамма-камери, Комп'ютерна томографія (КТ), Магнітно-резонансна томографія (МРТ), Метод мурашиного алгоритму і методу k –середніх, Схема алгоритму сегментації зображень методом мурашиних колоній.
6. Календарний план-графік

№ пор.	Завдання	Термін виконання	Відмітка про виконання
1	Розробити деталізований зміст розділів диплому	18.05.2020-30.05.2020	Виконано
2	Вступ	31.05.2020-02.06.2020	Виконано
3	Гамма-камери	03.06.2020-06.06.2020	Виконано
4	Робота з медичними зображеннями	07.06.2020-10.06.2020	Виконано
5	Методи сегментації медичних тривимірних зображень в комп'ютерній томографії	11.06.2020-14.06.2020	Виконано
6	Комп'ютерна система сегментації медичних зображень методом мурашиної колонії	14.06.2020-17.06.2020	Виконано
7	Усунення недоліків дипломної роботи	17.06.2020-21.06.2020	Виконано

7. Дата видачі завдання: — _____ " _____ 2021 р.

Керівник дипломної роботи _____ Мірошніченко
О.Ю. (підпис керівника) (П.І.Б.)

Завдання прийняв до виконання _____
Маршалковська А.Є (підпис випускника) (П.І.Б.)

РЕФЕРАТ

Дипломна робота «Алгоритм сегментації зображень органів грудної клітини цифрових гамма-камер» містить 64 сторінок, 27 рисунків, 2 таблиці, 18 використаних джерел.

МАГНІТНО-РЕЗОНАНСНА ТОМОГРАФІЯ, КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ, ГАММА-КАМЕРА, СЕГМЕНТАЦІЯ.

Об'єкт дослідження – цифрові зображення органів грудної клітини гамма камер.

Предмет дослідження – алгоритми сегментації цифрових зображень органів грудної клітини гама-камер.

Мета дипломної роботи – проведення аналізу існуючих алгоритмів сегментації зображень органів грудної клітини цифрових гамма-камер.

Метод дослідження – для досягнення поставлених цілей у дипломній роботі використано аналіз існуючих видів сегментації медичних зображень, запропонований алгоритм було програмно реалізовано в середовищі Microsoft Visual Studio і використовує для своєї роботи платформу Microsoft .NET Framework.

Матеріали дипломної роботи рекомендується використовувати для візуалізації медичних зображень.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	6
ВСТУП.....	7
РОЗДІЛ 1	8
ГАММА КАМЕРИ.....	8
1.1. Гамма-камери	в
медичні.....	8
1.2. Роль	

візуалізації в медичних дослідженнях.....	10
1.3. Види медичних зображень.....	13
РОЗДІЛ 2	18
РОБОТА З МЕДИЧНИМИ ЗОБРАЖЕННЯМИ	18
2.1. Методи візуалізації.....	18
2.2. Формування зображення.....	18
33 РОЗДІЛ 3.	41
МЕТОДИ СЕГМЕНТАЦІЇ МЕДИЧНИХ ТРИВИМІРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ В КОМП'ЮТЕРНІЙ ТОМОГРАФІЇ	41
3.1 Сегментація за допомогою методів кластеризації.....	42
3.2 Сегментація за допомогою ройових алгоритмів.....	45
.....	50
КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА СЕГМЕНТАЦІЇ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ МЕТОДОМ МУРАШИНОЇ КОЛОНІЇ	50
4.1 Опис програми	50
4.2 Експериментальна обробка зображення.....	55
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	64

2D – двовимірне зображення
3D – тривимірне зображення
BTF – Back-to-front (Задом-наперед)
СТ (КТ) – Computed Tomography (Комп'ютерна томографія) DSA – Digital Signature Algoritm (Алгоритм цифрового підпису) FTB – Front-to-back (Спереду назад)
UML – Unified modeling Language (Уніфікована мова моделювання) АЦП –аналогово-цифровий перетворювач
ЕОМ – електронна обчислювальна машина
ІЧ – Інфрачервоний
МРА – Магнітно-резонансна ангиографія
МРТ – Магнітно-резонансна томографія
ПЕТ – Позитронно-емісійна томографія
ПЗЗ – Прилад із зарядовим зв'язком
ПК – персональний комп'ютер
РФП – Радіо Фарм Препарат
СУБД – Система управління базами даних
УЗД – Ультразвукова діагностика
ФЕП – Фотоелектронні помножувачі
ЦАП –цифро-аналоговий перетворювач
ЯМР – Ядерний магнітний резонанс

ВСТУП

Сегментація зображень - це, поряд із мультимодальною та мономодальною реєстрацією, операція, що має найбільшу застосовність у медичній обробці зображень. Є багато операцій та досліджень, як і додатки та випадки, коли сегментація органічної тканини є першим кроком. Випадком сегментації зображень грудної клітини на рентгенологічних знімках є той, за якими органи грудної клітини є одними з найбільшим числом наукових публікацій. Це пов'язано, з одного боку, з необхідністю продовжувати інновації в існуючих алгоритмах, а з іншого - із застосовністю у багатьох ситуаціях, пов'язаних з діагностикою, лікуванням та моніторингом захворювань важливих органів, що розташовані в грудній клітині, а також для клінічного планування.

Що стосується магнітно-резонансної томографії (МРТ), то лише за останні роки деякі рішення досягли хороших результатів з точки зору точності та надійності сегментації зображень органів грудної клітини. Однак ці алгоритми, як правило, не зручні для користувача. У випадку комп'ютерної томографії (КТ) розроблено більше методологій та рішень, але важко знайти хорошу компромісну ситуацію між точністю та практичним клінічним використанням.

Для поліпшення сучасного стану в обох випадках (МРТ та КТ) у цій дипломній роботі було розглянуто два з найкращих алгоритмів, які є на сьогоднішній день

В цій дипломній роботі було розглянуто декілька методів сучасної діагностики та для яких краще підходить той чи інший варіант діагностики. Але більше уваги було приділено МРТ та КТ, так як саме в цих видах діагностики використовують гамма-камери.

РОЗДІЛ 1 ГАММА КАМЕРИ

1.1. Гамма-камери в медицині

Гамма-камера —прилад, який Хел Енгером розробив у 1957 році, основним призначенням є реєстрація просторового розподілу РФП в біологічному об'єкті. Який складається з позиційно-чутливого детектору гамма-випромінювання, обчислювальної системи яка оброблює та зберігає результати обстежень та набір коліматорів різного призначення.

Позиційно-чутливий детектор складається з сцинтиляційного кристала, світловода та матриці фотоелектронних помножувачів. Найбільш вживаними є сцинтиляційні кристали йодиду натрію, активованого талієм. Їх вирізняє висока конверсій-на ефективність (відношення енергії гамма-кванта до енергії світлового спалаху). При влученні гамма-кванту у кристал, він розсіюється, передаючи свою енергію світловим фотонам. Завдяки цьому у кристалі виникає спалах, який будучи розсіяним у світловоді, реєструється матрицею фотоелектронних помножувачів (ФЕП). Вихідні сигнали ФЕП подаються на резисторну матрицю, яка формує координатні (X, Y) за формулами Анґера (Anger) та енергетичний (Z) сигнали: [1]

$$\Sigma$$

$$\Sigma$$

$$\Sigma$$

$$-(1.1) \Sigma$$

За допомогою енергетичного сигналу виконується дискримінація імпульсів, що дозволяє серед усього спектру, утвореного як гамма-квантами розпаду ізотопу, так і квантами комптонівського розсіювання та фонового випромінювання, виділити корисну інформацію. Імпульси, енергетичний сигнал яких відповідає ізотопу, що використовується, фіксуються у координатній матриці, відтворюючи просторовий розподіл РФП. [2]

8

Гамма-камера є основним інструментом для сучасної радіонуклідної діагностики. Гамма-камери застосовуються для візуалізації та дослідженні кінетики РФП у внутрішніх органах та фізіологічних системах організму пацієнта, основною метою є рання діагностика онкологічних, серцево-судинних та багатьох інших захворювань людини. Тому гамма-камери застосовуються лише в лабораторіях радіоізотопної діагностики в міських клінічних лікарнях, медичних науково дослідних інститутах, онкодиспансерах і в інших медичних

установах.



Рис. 1.1. Медичний апарат з застосуванням гамма-камери.

У сцинтиляторі гамма-камери енергія розсіяних або поглинених гамма-квантів перетворюється у фотони видимого випромінювання, причому кількість випромінених фотонів пропорційно поглиненої в сцинтилятор енергії гамма-кванта. Фотопомножувачі перетворюють світловий спалах в сцинтиляторі в імпульс струму, що реєструється спектрометричною апаратурою. Амплітуда імпульсу пропорційна поглиненій в сцинтиляторі енергії гамма-кванта, тому можливо відділення спалахів, викликаних гамма-квантами з енергією, характерною для використовуваного маркера, від фону. Застосування збірки фотопомножувачів дає можливість здійснити відновлення координат спалаху і, таким чином, виміряти просторовий розподіл маркера в тілі пацієнта.

9

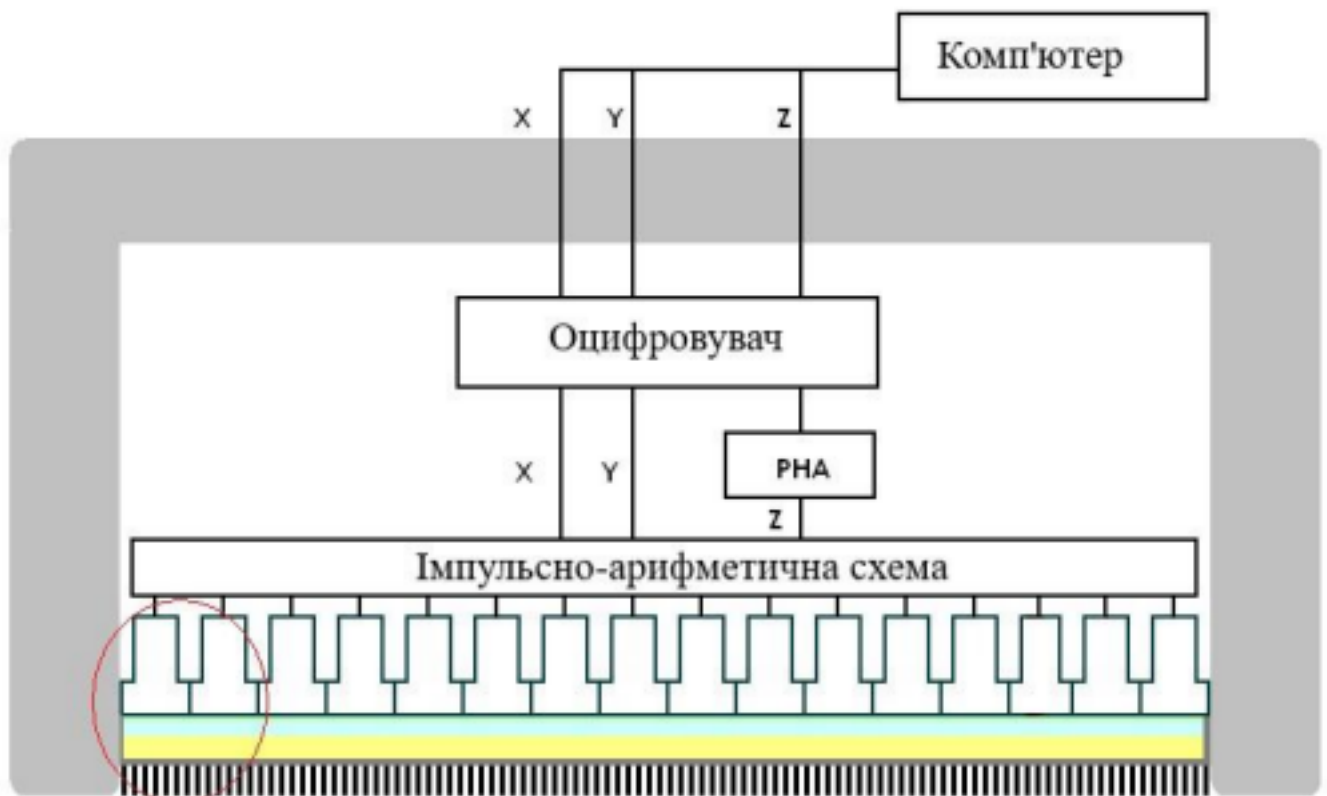


Рис. 1.2. Схематичний розріз детектора гамма-камери

1.2. Роль візуалізації в медичних дослідженнях

В теперішній час медична діагностика щільно пов'язана з візуалізацією

внутрішніх структур біомедичних об'єктів. Є багато різноманітних видів візуалізації. Кожного року виникають нові методи, але вони не в змозі замінити ті, що вже існують, а тільки можуть доповнити їх. Кожен із методів візуалізації базуються на різноманітних фізичних взаємодіях електромагнітного випромінювання з різними матеріалами, середовищами, біологічними тканинами т, як наслідок, забезпечують вимірювання різних фізичних властивостей даних об'єктів. До тих методів діагностики, які вже існують, відносяться магнітно

резонансна томографія, рентгенівська комп'ютерна томографія, рентгенівське дослідження, ультразвукове дослідження, та багато інше. Така діагностика дає

10

лікарям різноманітні способи виявлення не лише морфологічних, а й функціональних змін, які відбуваються в органах людини, уражених хворобою. За даними фізіологів, понад 90% поточної інформації про навколишній світ людина отримує через орган зору. Ще 30 років тому фантастичною була можливість отримувати майже реальне зображення внутрішніх органів. Сьогодні лікарі мають змогу бачити (візуалізувати) стан будь-якого внутрішнього органа людини на плівці або екрані монітора з роздільною здатністю до 1 мм не тільки у двовимірному (2D), але й у тривимірному (3D) вигляді (спіральна комп'ютерна томографія). З'явилася можливість віртуально повернути і роздивитися орган у різних ракурсах навіть під час функціонування в реальному вимірі часу. Удосконалені можливості тривимірних зображень дали змогу ефективніше супроводжувати хірургічні та інтервенційні процедури і революціонізували шляхи дослідження патологічних процесів. [8]

Зображення дає можливість отримати інформацію у візуальному вигляді. В такому вигляді воно є однією з найбільш зручних форм отримання інформації при діагностиці органів людини в медицині. А от вже сприйняття такої інформації людиною залежить від багатьох чинників. При правильному

врахуванні впливу цих чинників можливе за умови вивчення цілої низки питань, пов'язаних із способами отримання, властивостями зорового сприйняття та самою обробкою зображень.

Медична інтроскопія, медична візуалізація — це методика і процес створення візуальних зображень внутрішніх органів з метою проведення клінічного аналізу і медичного втручання. Медична візуалізація використовується для огляду внутрішніх структур тіла людини, а також для діагностики і лікування хвороб. Крім того, за допомогою цієї методики створюють бази даних нормальної анатомії і фізіології, які дозволить виявляти аномалії. [8]. В медицині, не виняток виконання візуалізації видалених органів і тканин, але такого роду процедури зазвичай відносять до патології, а не до медичної візуалізації.

У широкому розумінні інтроскопія - це візуальне спостереження об'єктів, явищ і процесів в оптично непрозорих тілах і середовищах, а також в умовах неповної видимості. У сучасній медицині для візуалізації зображень різних об'єктів

11

використовуються практично весь спектр електромагнітного випромінювання: від радіо-хвиль до жорсткого гамма-випромінювання. За допомогою електромагнітного випромінювання можливо отримати зображення чи то зовнішніх, чи внутрішніх структур об'єкта, який досліджується. Наприклад, рентгенівське випромінювання застосовується для отримання візуального зображення кісткових та інших біологічних тканин, а імпульсне радіо-випромінювання в магнітно-резонансній томографії (МРТ) використовується для отримання зображення кісткового або головного мозку, відокремленого, практично, всебічно кістковою тканиною. Зображення об'єктів в оптичному діапазоні з урахуванням всієї колірної гами містить інформацію про форму біологічних тканин, їх температурні характеристики, про складові крові, локалізацію ділянок запалених тощо. За допомогою сучасних оптичних мікроскопів можна вивчати мікрооб'єкти з розмірами

близько 200 нм (обмеження визначається довжиною хвилі видимого випромінювання). Електронні та скануючі зондові мікроскопи, що мають просторову роздільну здатність кілька нанометрів, дозволяють розглянути окремі молекули й атоми досліджуваних об'єктів. З їх допомогою можна проводити вивчення механізмів біохімічних процесів на рівні генів і білкових молекул. [3] Поруч з електромагнітним випромінюванням нині в медичній інтроскопії дуже активно використовується ультразвукове випромінювання, яке дає змогу практично без заподіяння негативних наслідків для пацієнта, отримати зображення його внутрішніх органів. Ультразвукова діагностика широко використовується в кардіології, урології, акушерстві та низці інших областей сучасної медицини. Кожного року в практиці медичної інтроскопії збільшується застосування радіоактивних ізотопів. Введення їх в організм людини в мікроскопічних, в майже нешкідливих кількостях, дає змогу отримати зображення будь-яких внутрішніх органів та їх окремих структур. Радіонукліди розподіляються в організмі людини згідно до їх хімічної приналежності та є можливе накопичення в ділянках, що мають ту чи іншу патологію. Отримання зображень цих об'єктів здійснюється шляхом реєстрації радіоактивного випромінювання ізотопів. Така методика є фундаментом позитронної емісійної то-мографії (ПЕТ), в якій використовуються радіоактивні

ізотопи, що в процесі розпаду випускають позитрони. В сучасній медичній інтроскопії не рідко використовуються пучки нейтральних і заряджених частинок (нейтрони, протони, електрони та ін.), які майже з початку їх виявлення

застосовуються в експериментальній фізиці для вивчення структури речовини. В прогресі розвитку сучасної медичної інтроскопії пов'язані із бурхливим розвитком сучасних комп'ютерних технологій. На їх основі створюється принципово нове медичне обладнання, що дозволяє реалізувати перспективні методи візуалізації статичних і динамічних зображень з їх подальшою обробкою. Завдяки феноменальній швидкості

обробки даних за допомогою сучасних комп'ютерів з'явилася можливість реалізувати різні математичні методи (деякі з них були розроблені ще на початку минулого століття) і отримувати приховані від людського ока тривимірні як статичні, так і динамічні зображення об'єктів в масштабі реального часу. Прогрес у розвитку медичної інтроскопії є результатом об'єднання досягнень різних галузей науки: медицини, фізики, математики, хімії, електроніки, комп'ютерних технологій та інші. [8]

1.3. Види медичних зображень

За різноманіттям медичних зображень, без залежності від способу їх отримання, можна віднести до однієї з двох основних груп:

- аналогове зображення.
- цифрове (матричне) зображення.

Що до аналогових зображень можна віднести ті, що несуть в собі інформацію безперервного характеру. Наприклад, зображення на звичайних рентгенограмах, сцинтиграмах, термограмах. Аналогові сигнали – це безперервні сигнали, в них присутнє багато зайвої інформації.

До цифрових (матричних) зображень відносяться такі, що отримані за допомогою комп'ютера. Вони мають у своїй основі матрицю (растр), яка знаходиться в пам'яті ПК. Растр складається з великої кількості комірок - пікселів, або, при об'ємному характері, - вокселів. Відповідно, чим більше пікселів має растр,

13
тим кращою є якість зображення. При обробці таких зображень можливою є їх деформація, що пов'язана, зокрема, зі зміною розміру зображень. При цьому з'являється зернистість і втрачається деталізація зображення. У рентгенології таке явище спостерігається при спробах зробити паперові копії при цифровій флюорографії та комп'ютерній томографії. » [4]

Формування матричного зображення виконується шляхом сканування

електронним променем по рядках. Що тим самим створює можливість для отримання зображення в реальному часі. Для отримання зображення застосовується спеціальний дисплейний процесор, що через інтерфейс (систему зв'язку) підключений до головної ЕОМ. Що дає можливість використання всієї площі екрану дисплея як матрицю – сукупністю пікселів. Таким чином, щоб отримати вищу роздільну здатність системи відображення, тим на більшу кількість пікселів необхідно розбити площу дисплея.

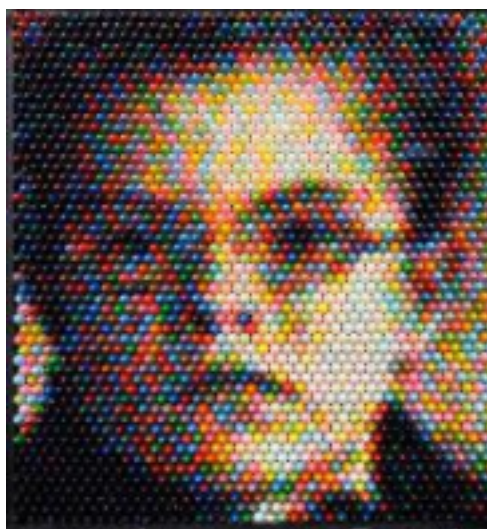


Рис. 1.3 Зображення в піксельному вигляді

У матричних зображеннях кожному елементові матриці відповідає ділянка пам'яті, що адресується. У медичній діагностиці екранна площа дисплея зазвичай формується у вигляді наступних матриць: 64x64, 128x128, 256x256, 512x512, 1024x1024, 2048x2048, 4096x4096 пікселів. Чим більше матриця, тим більше деталей

но представлено зображення. Але зі збільшенням якості зображення зростає також

ємність пам'яті, що адресується. Це потребує додаткових апаратних і програмних ресурсів. Таким чином, на практиці обирають оптимальний рівень розміру матриці, при якому зберігається баланс якості та продуктивності. Так, наприклад, в радіонуклідної візуалізації (ПЕТ), при якій діагностична інформація носить, в основному, функціональний характер,

віддають перевагу великим матрицями: 128x128 і 256x256. При цьому звільняється оперативна пам'ять комп'ютера для виконання складних параметричних розрахунків і побудов. [3] В комп'ютерній та магнітно резонансній томографії, цифровій рентгенографії, за допомогою яких вирішуються діагностичні завдання переважно структурного характеру, використовуються більш детальні матриці: 512x512, 1024x1024. Крім розміру самої матриці растрові зображення теж мають різну структуру пікселя. Як відомо, кожен піксель зображення формується в пам'яті, що адресується різним числом біт - від 1 до 24 (так звана, глибина пікселя). Чим більшою кількістю біт представлено кожен піксель зображення, тим воно багатіше за своїми зоровими властивостями та потребує більшої продуктивності. Тому в променевій діагностиці застосовують різну глибину пікселя. Так, в ультразвуковій діагностиці, яка вирішує, в основному, функціональні завдання, або розпізнання порівняно грубих морфологічних структур, частіше використовують 6-бітний піксель, що адресує 64 відтінки сірого кольору або 8-бітний із 256 відтінками сірої шкали. При формуванні таких образів в пам'яті комп'ютера буде потрібно 1-5 МБ пам'яті. [8]

При будівництві об'ємних зображень та створення 4-вимірної графіки (зображення які рухаються) необхідно задіяти ще більше ресурсів. Для виконання сучасним комп'ютерним томографом, одного дослідження з поточними та тривимірними файлами у кольоровій шкалі кодуванням даних, необхідно до 5 ГБ оперативної пам'яті комп'ютера.

Деякі системи для отримання медичних зображень прийнята воксельна (об'ємна) структура їх побудови та інтерпретації (рис. 1.2). Вокселі традиційно використовуються для візуалізації та аналізу медичних та наукових даних.

Окрім того, таку технологію використовують деякі прогресивні програми тривимірного моделювання, та комп'ютерні ігри, для генерації складного зображення. Подібно до пікселів,

просторі (координати), натомість координати обчислюються на основі розташування в структурі даних, яка утворює єдине просторове зображення. [1]

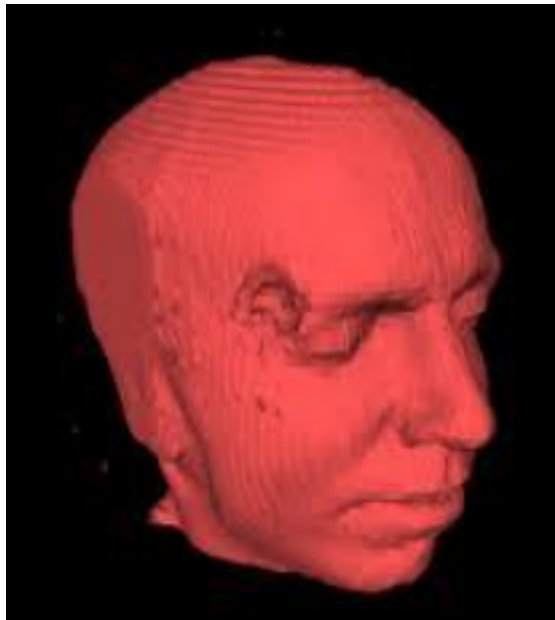


Рис. 1.4. Воксельне зображення

Зображення медичних об'єктів можна, також, розділити на:

- тверді фрагменти, наприклад кістки
- фрагменти, які можуть деформуватися. До них відносяться структури м'якої тканини;
- статичні фрагменти, наприклад череп
- динамічні фрагменти, до них відносяться такі органи, як серце чи рухливі з'єднання.

Розмірність воксельної матриці така ж, як і піксельної: 256x256, 512x512 і т.п. У кольоровому зображенні використовується трибайтний піксель, що містить 16,7 мільйонів кольорів. [8] Та на жаль, таке зображення, потребує більшого об'єму пам'яті комп'ютера. Тому використовують індексований колір, який містить 256 кольорів. Головні його плюси в тому, що він потребує менше пам'яті, швидше і простіше передається по лініях передачі зв'язку.

Необхідно також відзначити, що аналогові зображення можливо перетворити в матричні та, навпаки матричні зображення – в аналогові. Для досягнення цієї мети застосовують такі спеціальні пристрої, як: АЦП (аналогово-цифрові перетворювачі) та ЦАП (цифро-аналогові перетворювачі).

Висновок до розділу 1.

В даному розділі було описано що таке гамма-камери, в яких видах діагностики вони використовуються. Які види зображень можна отримати завдяки гамма-камерам.

Також було описано роль візуалізації в сучасних медичних дослідженнях. Методика і процес створення візуальних зображень внутрішніх органів, для якої саме мети служить медична візуалізація.

За різноманіттям медичних зображень, без залежності від способу їх отримання, можна віднести до однієї з двох основних груп. Описані основні групи для отримання медичні зображення. Що відноситься до цих груп та як часе формуються медичні зображення.

РОЗДІЛ 2

РОБОТА З МЕДИЧНИМИ ЗОБРАЖЕННЯМИ

2.1. Методи візуалізації.

Робота з графічною інформацією традиційно є одним з найважливіших напрямів застосування комп'ютера в медицині. Медичне зображення є одним з важливих засобів отримання візуальної інформації про внутрішні структури й функції людського тіла. Воно може бути отримане **радіологічними** або **нерадіологічними** методами.

Основним призначенням радіологічних методів, це зробити можливою для візуального сприйняття інформацію, що не сприймається безпосередньо зором. Така інформація виникає за допомогою іонізуючого випромінювання. Медичне зображення органів, отримане за допомогою засобів радіологічної діагностики, є головним джерелом інформації в області медицини. Усі ці методи для одержання зображень використовують обчислювальні процедури.

Нерадіологічні зображення можна отримати, за допомогою відеокамери (ендоскопія) або фотокамери (мікроскопічні зображення в гістології, дерматологічні зображення тощо). Такі типи зображень також можливо оцифрувати й обробити.

В даний час в Україні значно зростає попит саме на використання інтроскопічних методів дослідження та встановлення діагнозу. Серед них найбільш актуальними є:

Рентгенографія – (звичайна радіологія) використовує іонізуюче випромінювання від джерела рентгенівських променів. Це найбільш поширений метод у відділеннях радіології. Зображення реєструється на плівці, чутливою до рентгенівських променів, і може бути потім переведено в цифрову форму (рис.2.1). Можна отримати і безпосередньо цифрові зображення, обминаючи стадію рентгенівської плівки – у нових апаратах, які замість плівок використовують спеціальні матриці. [1]

18



Рис. 2.1. Рентгенограма грудної клітки та кисть рук

Реєстрація зображення в цифровій рентгенографії базується на трьох основних методах:

- Метод оптичного переносу рентгенівського зображення з люмінесцентного екрану на ПЗЗ-матрицю* (непряма цифрова рентгенографія).
- Використання стимулюючих люмінофорів із подальшим скануванням рентгенівського зображення.

– Використання напівпровідникових детекторів (пряма цифрова рентгенографія).

Самою найпоширенішою системою та, яка використовує оптичний підсилювач та метод оцифровки рентгенівського зображення за допомогою АЦП, що конвертує аналоговий сигнал в цифровий. Базовою частиною перетворювача є ПЗЗ-матриця.

Використання систем з можливим оптичним перенесенням рентгенівського зображення з люмінесцентного екрану на ПЗЗ-матрицю до недавніх часів обмежувалося обстеженням грудної клітини. Але вже зараз широко використовується в кардіографії та ангіографії.

А ось цифрова система з використанням люмінофорних пластин, вже займає друге місце з найчастіших у використанні. За основу методу лежить фіксація зображення анатомічних структур люмінофором, що запам'ятовує. Вкритий люмінофором екран записує інформацію у формі прихованого зображення, що зберігається деякий час, кілька годин.

19

Зображення яке залишається прихованим зчитується з екрану інфрачервоним лазером, який крок за кроком його сканує, стимулюючи при цьому люмінофор звільняючи накопичену в ньому енергію у вигляді спалахів світла який не можна побачити (явище фотостимульованої люмінесценції). Пропорційним залишається світіння до числа поглинених люмінофором рентгенівських фотонів. Спалахи світла перетворюються в серію електричних сигналів, які згодом перетворюються в цифрові сигнали.

Приховане зображення, яке залишилося на екрані, згодом стирається способом інтенсивного засвічення видимим світлом та й надалі екран звільняється для подальшого використання. До переваг люмінофорів можна віднести те, що їх можна застосовувати разом з аналоговою рентгенівською апаратурою, що, значно підвищить якість візуалізації.

В основі прямої цифрової рентгенографії лежить використання

напівпровідникових детекторів або твердотільних панелей на основі аморфного кремнію та селену. Повномасштабні твердотільні панелі створюються за двома принципами:

- контактна суміщення шару селенового напівпровідника з матрицею з кремнію.
- напилення люмінесцентного екрану на фотодіодних матрицю з аморфного кремнію;

Самим кращим вважається метод прямої реєстрації рентгенівського зображення з використанням напівпровідникових детекторів. «Безпосередній зв'язок детекторів з комп'ютером може значно підвищити якість рентгенівського зображення. Повноформатна твердотільна матриця здатна на площі 40x40 см відтворити цифрове зображення з кількістю пікселів 4000x4000 і градаціями контрастів до 12 біт. Така перетворювальна структура являє собою двомірну площину, розбиту на комірки, кожна з яких «поштучно» реєструє рентгенівські кванти і підсумовує їх. » [2] Сцинтиляційний екран матриці безпосередньо з'єднується з фотодіодами за допомогою оптичного волокна. Сцинтиляційний покрив перетворює рентгенівські кванти в видиме світло, яке потім зчитується кремнієвим фотодіодом.

20

При використанні методу прямої цифрової рентгенографії кращим рішенням будуть цифрові рентгенівські апарати нового покоління.

До переваг прямої цифрової рентгенографії можна віднести:

- висока якість рентгенівського зображення, можливість його цифрової обробки і виявлення важливих деталей;
- можливість знизити дозу опромінення;
- простота і швидкість отримання зображення, яке стає доступним відразу після закінчення експозиції;
- зберігання інформації в цифровому вигляді дає можливість створювати легкодоступні і мобільні рентгенівські архіви, передавати цю

інформацію;

- зменшення вартості цифрової рентгенографії, а, так само, підвищення її екологічної безпеки в порівнянні з традиційною, оскільки виключається необхідність у дорогій плівці і реактивах, в оснащенні фотолабораторії і «отруйному» процесі проявлення;

- швидке отримання результатів що дає можливість підвищити пропускну здатність рентген-кабінетів;

- висока якість знімків з можливістю їх резервного копіювання виключає необхідність у повторних процедурах з додатковим опроміненням пацієнта. [8]

Враховуючи всі вище перераховані переваги цифрова рентгенографія має один істотний недолік порівняно з аналоговою рентгенівською апаратурою – це його висока вартість обладнання.

Ангіографія надає зображення судини, ігноруючи зображення небажаних структур (кістки і внутрішні органи). Такі дослідження проводяться в два етапи. Першим етапом одержують зображення перед введенням ін'єкції контрастної речовини в організм та переводять їх у цифрову форму. Після чого їх використовують для утворення маски, яка буде отримана з зображень, отриманих після ін'єкції (рис. 2.2.).



Рис. 2.2. Ангіограма

В 1927 році вперше було застосовано метод ангіографії. Введення в кров рентген-контрастної речовини, поглинання рентгенівських променів якою відрізняється від їх поглинання навколишніми тканинами, давало можливість візуалізувати судини на фоні кісток і м'яких тканин. Щоб досягти чіткої візуалізації необхідно було вводити рентген-контрастну речовину в значно великих дозах. При тому, що ці речовини вже практично безпечні та низько токсичні, але швидке введення цих речовин в кров великої кількості препарату може викликати алергічну реакцію, а в деяких випадках дуже важкі ускладнення. Саме метод цифрової субтракційної ангіографії дав можливість знизити дози контрастної речовини. Виключаються об'єкти, які не мають діагностичної цінності, залишаючи тільки мережу судин. За допомогою комп'ютерної обробки можна посилювати зображення судин. Завдяки високій роздільній здатності зображень, можливим є використання рентген-контрастних препаратів у менших дозах. Також цей метод дозволяє робити ін'єкцію контрастного препарату в місці, віддаленому від об'єкта дослідження.

DSA використовують:

- при ураженні церебральних і сонних артерій;
- при ураженні судин ніг;
- при ураженні черевної та грудної аорти;
- якщо неможливо застосувати існуючі методи ангіографії;
- для оцінки органів та судин після операції;
- при ураженні вісцеральних і ниркових артерій. [8]

22

Також сфера використання субтракційної ангіографії розширюється, в тому числі, в педіатричній практиці. DSA також застосовується як метод ранньої діагностики. Що значно скорочує час обстеження хворих. Немало важливим плюсом також є економічна вигода даного діагностичного обстеження.

Можна виділити три основні групи DSA в залежності від того, яка фізична величина бере участь в процесі субтракції. До цих груп відносяться: енергія, час або глибина. В процесі субтракції «першого порядку» для формування остаточного зображення використовується одна фізична змінна, якщо використовується дві або більше змінних, то це є субтракцією «другого порядку». [3]

В свою чергу, тимчасова субтракція підрозділяється на:

- традиційну субтракційну ангіографію
- поворотну, відповідну фільтрації
- інтегральний метод.

Цей принцип тимчасової субтракції ґрунтується на зйомці об'єкта дослідження з того моменту, як в крові з'явилася контрастна речовина і до її зникнення. Останнє зображення формується з серії знімків, де щільність візуалізації є максимальною і знімків, де контрастна речовина відсутня. Цей принцип лежить в основі традиційної цифрової ангіографії. Інтегральний метод ґрунтується на відмінності зображень судин, де відсутня контрастна речовина і зображення судин після введення цієї речовини. Відповідна фільтрація виключає зображення, які містять небажані рухи судин. Рекурсивна фільтрація передбачає отримання диференційованого зображення з серії фрагментів, що складаються з комбінації зображень, які посліdkують

одне за одним. Гібридна (субтракція «другого порядку») виключає рух органів і тканин, що межують судинами, які досліджуються. [3] Значення даного методу дуже велике, коли необхідно згладити явища, що виникають при ковтанні, пульсації великих судин, перистальтиці кишечника, битті серця.

Мамографія— дослідження за допомогою рентгена молочних залоз. Мамограма використовується для виявлення пухлин та визначення того, чи є вони доброякісними, чи злоякісними (рис. 2.3.).

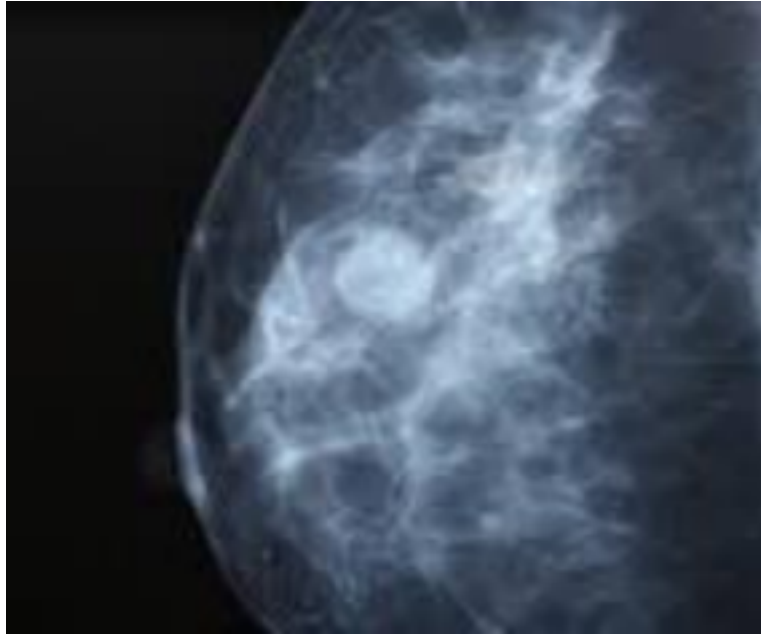


Рис. 2.3. Мамограма

Комп'ютерна томографія (КТ) теж проводиться за допомогою рентгенівських променів, але замість одного плоского зображення, отримується в результаті комп'ютерної обробки безлічі проєкцій, що далі реконструюються в зображення (рис. 2.4.).

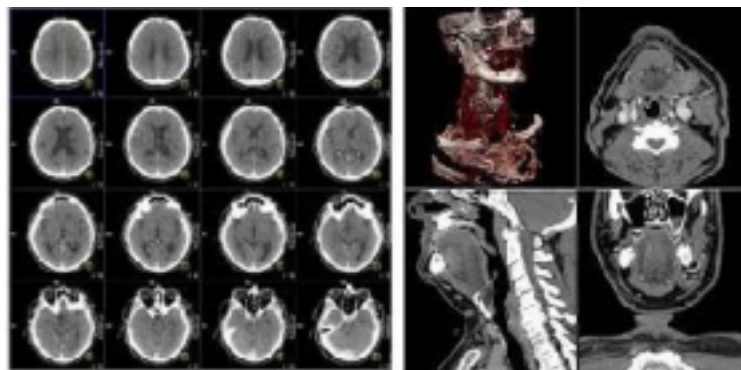


Рис. 2.4. Комп'ютерна томограма

Даний вид діагностики є одним з найбільш точних і ефективних методів сучасної діагностики. В порівнянні з звичайною рентгенографією, КТ дозволяє отримати об'ємне зображення досліджуваної області організму. Товщина зрізу, при цьому, може становити до 0,5 мм. При КТ можна побачити

структури, які звичайні рентгенограм не покажуть. В наш час КТ підрозділяється на покрокову КТ і спіральну КТ, яка є більш інформативною. Спіральне сканування полягає в одночасному виконанні двох дій, це безперервне обертання рентгенівської трубки, яке генерує випромінювання навколо тіла пацієнта, та безперервний поступальний рух столу з пацієнтом. У цьому випадку траєкторія руху рентгенівської трубки щодо осі руху столу з пацієнтом, приймає форму спіралі.

Спіральна комп'ютерна томографія підрозділяють на одношарову, яка одночасно може дати лише один томографічний шар та багатшарова, яка одночасно реконструюються від 2 до 640 томографічних зрізів.

Мультизрізова спіральна КТ. Така діагностика одночасно дає можливість досліджувати відразу кілька анатомічних областей (грудну і черевну порожнини, малий таз і черевну порожнину, шийний і грудний відділи хребта та ін.). [8]

Тривимірні моделі дають можливість більш наочно уявити характер і поширеність патологічного процесу і здійснювати більш точне планування хірургічного втручання. « Можливо проводити, так звані, віртуальні ендоскопічні дослідження, що підвищують діагностичну спроможність методу. Технологія дозволяє виконувати КТ - ангіографію з отриманням тривимірного зображення судин досліджуваного відділу, проводити КТ - коронароангіографію і отримувати чітке зображення коронарних артерій, забезпечуючи візуалізацію не тільки стінок судин, але й внутрішньо-судинного просвіту. Променеве навантаження при комп'ютерній томографії значно нижче, ніж при звичайному рентгенівському дослідженні. Це дозволяє говорити про більшу безпеку методу в порівнянні з іншими дослідженнями, які використовують X-промені. » [7]

За допомоги магнітно-резонансної томографії (МРТ) комп'ютер відтворює зображення від отриманих радіосигналів, інтенсивність та тривалість які залежать від

біологічних характеристик тканини пацієнта. Без використання іонізуючого випромінювання, МРТ дає зображення, вигляд яких залежить від обміну речовин і характеристик тканини (рис. 2.5).

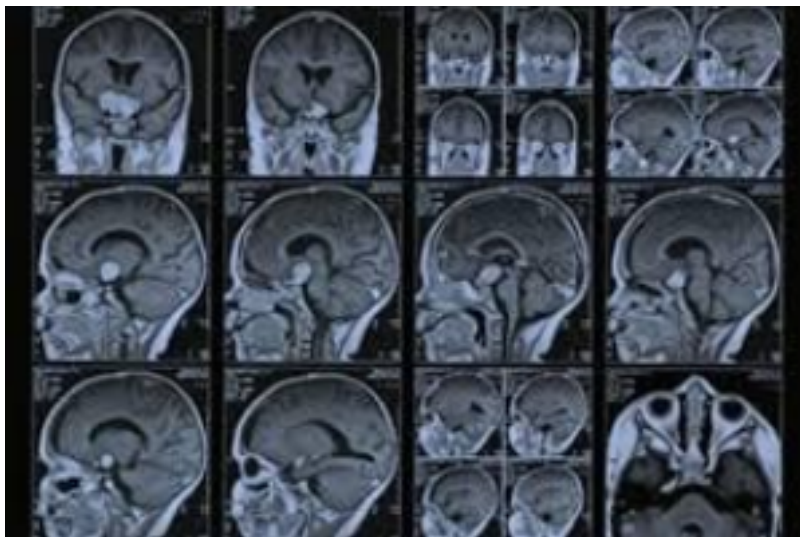


Рис. 2.5. Магніто-резонансна томограма

МРТ (магнітно-резонансна томографія) яку також називають ядерно магнітною резонансною томографією (ЯМР, NMR, MRI) — це інформативний, безпечний метод діагностики, при якому можна отримати з високою роздільною здатністю зображення органів і систем, судинних структур в різних площинах, з використанням тривимірних реконструкцій. МРТ — не є рентгенологічним методом дослідження внутрішніх органів чи тканин людини. МРТ базується на принципах ядерно магнітного резонансу (ЯМР) та методі спектроскопії. « МРТ отримала початок як метод інтроскопії, що дає зображення ЯМР-сигналу з тонких зрізів, які проходять скрізь тіло пацієнта. МРТ розвивалася від методу томографічного відображення до методу об'ємного відображення. Метод є особливо ефективним для вивчення динамічних процесів (наприклад, стану кровотоку й результатів його порушення) в органах і тканинах. Технологія МРТ досить складна: використовується ефект резонансного поглинання атомами електро-магнітних хвиль. Пацієнта поміщають в магнітне поле, яке створює апарат. » [8] Молекули в організмі при цьому

упорядковуюються згідно до направлення магнітного поля. Далі за допомогою радіохвилі проводять сканування. На спеціальній матриці, фіксується і передається в комп'ютер зміна стану молекул, на якому проводиться обробка отриманих даних. В порівнянні з КТ, МРТ дає можливість отримати зображення патологічного процесу в різних площинах. МРТ-апарат за своїм зовнішнім виглядом дуже схожий на КТ. Так само проходить і дослідження. Стіл, на якому лежить пацієнт, поступово просувається уздовж сканера. Обстеження за допомогою МРТ займає не менше 1 години, що значно більше, ніж КТ. Також заборонено проводити МРТ у пацієнтів, в організмі яких знаходяться різні металеві конструкції - штучні суглоби, водії ритму серця, дефібрилятори, ортопедичні конструкції, що утримують кістки і т.п.

Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) – один з най унікальніших методів радіоізотопної діагностики. Перевагою ПЕТ є можливість не тільки отримувати зображення внутрішніх органів, але зробити оцінку їх функцій і метаболізму. « За допомогою позитронної томографії вдається виявляти хворобу на найранішому етапі, ще до прояву клінічних симптомів (рис. 2.6). Особливу роль ПЕТ грає в онкології, кардіології і неврології, де рання діагностика захворювань є особливо важливою»[3].

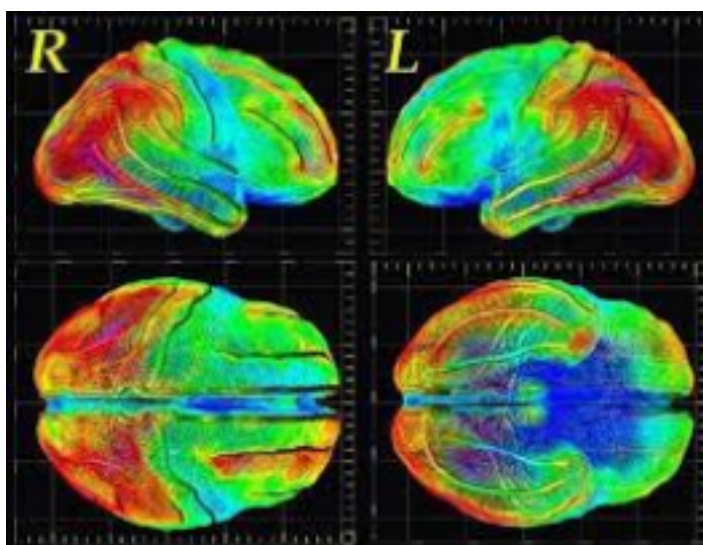
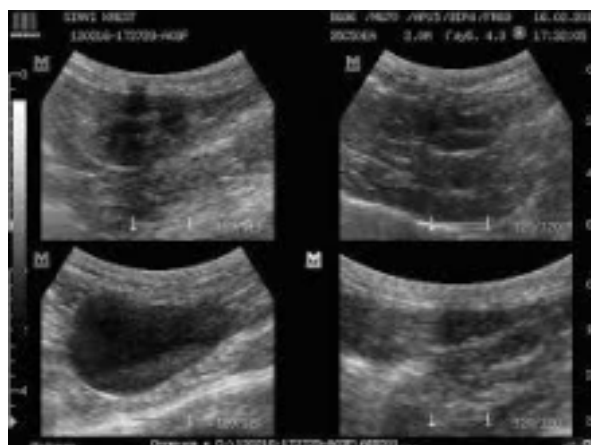


Рис. 2.6. Позитронно-емісійна томограма

Для того, щоб провести хворому ПЕТ, йому внутрішньовенно вводять радіофармацевтичний препарат (РФП) - біологічно активну сполуку, мічену радіоактивним ізотопом. Частіше використовується фтордезоксиглюкозу, мічена радіоактивним ізотопом ^{18}F (F-ФДГ). Під час радіоактивного розпаду РФП виникає випромінювання. І чим більше інтенсивність обміну речовин в якій ні-будь з ділянок, тим більше РФП буде там накопичуватися що в свою чергу, сильніше буде виявлятися приладом «світіння» від цих ділянок. В такому випадку, на відміну від сцинтиграфії, де також використовуються РФП, ПЕТ дозволяє отримувати докладні тривимірні зображення ці кавлять лікаря ділянок тіла. ПЕТ виконує істотну роль в онкології. ПЕТ значима для діагностики пухлин, особливо - для оцінки відповіді на лікування. Діагностична цінність ПЕТ різна для різних видів пухлин. Крім онкології, ПЕТ застосовується та кож в неврології і кардіології. [8]. Сучасні апарати ПЕТ можуть поєднуватися з КТ. Що дає можливість ПЕТ використовувати для ідентифікації пухлин, а за допомогою КТ визначити їх точну локалізацію.

Ультразвуковий метод « використовує звукові (механічні) коливання високої частоти. Зонд випромінює ультразвукові імпульси і отримує відбиті імпульси, які за допомогою п'єзоелектричних датчиків перетворюються на електричні сигнали. Сигнали, які отримані від декількох напрямків санірування, перетворюються в цифрову форму і обробляються, внаслідок чого утворюється зображення (рис. 2.7). » [8]



Доплерографія – « це спосіб вивчення кровотоку у великих і середніх судинах людини, заснований на застосуванні ефекту Допплера. Дане обстеження застосовується при вагітності - для оцінки роботи плаценти і артерій матки. У невагітних пацієнтів метод використовується для уточнення характеру та ступеня порушення кровообігу в будь-яких, у тому числі, дрібних судинах (рис. 2.8). За відчуттями для пацієнта і характеру підготовки УЗ доплерографія не відрізняється від звичайного ультразвукового дослідження. » [1]

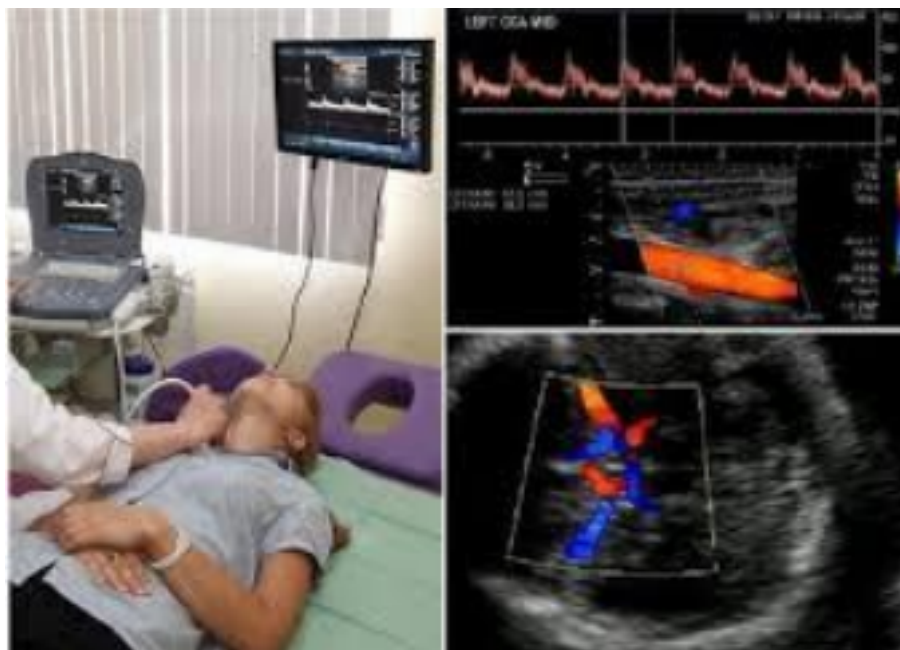


Рис. 2.8. Ультразвукова доплерографія

При проведенні **радіонуклідних досліджень** в організм пацієнта вводиться радіоактивна мітка, яка має тропізм до конкретного виду тканини. Випромінювання, яке випромінюється міткою, за допомогою чутливої до радіації камери фіксується. Така діагностика, яка має назву «сцинтиграфія» (рис. 2.9).

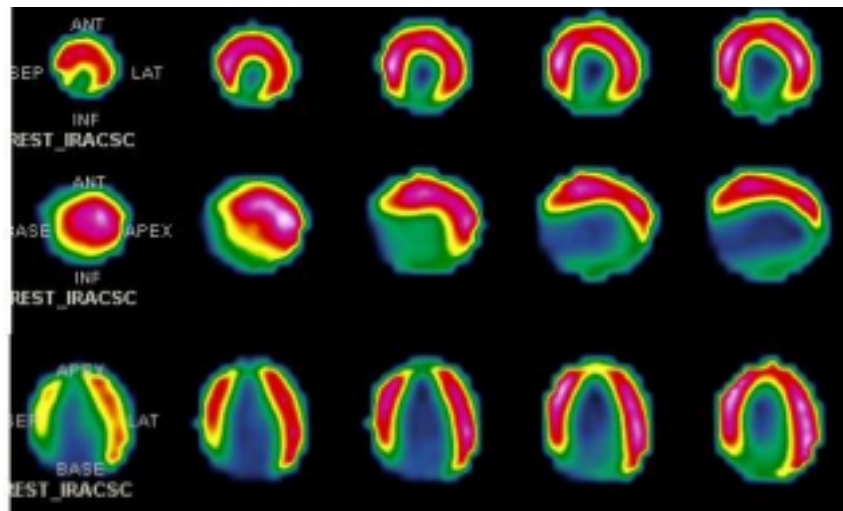


Рис. 2.9. Сцинтиграма

Ендоскопія візуальний метод дослідження порожнин організму оптичними приладами (ендоскопів), які забезпечені освітлювальним пристроєм (рис. 12). При необхідності ендоскопія об'єднують з прицільною біопсією та подальшим морфологічним дослідженням отриманого матеріалу, та з рентгенологічним та УЗД.



Рис. 2.10. Ендоскопічне зображення

Один із видів ендоскопії є **оптична колоноскопія** цей метод інструменталь ного дослідження товстої кишки за допомогою спеціального оптичного апарата (ко-

30

лоноскопа). Більша частина колоноскопа є оптичною системою, яка дозволяє огля нути просвіт кишки (рис. 2.11).

« **Віртуальна колоноскопія** (вона ж — комп'ютерна колонографія, вона ж — СТ – колонографія або СТ – колоноскопія, комп'ютерна томографія – КТ колонографія) це сучасний безболісний променевий метод дослідження товстого кишечника. На відміну від звичайної комп'ютерної томографії, отримане рентгенівське зображення оброблюється спеціальною програмою. На виході лікар «бачить» картинки з внутрішньої поверхні кишечника (рис. 2.12). » [8]



Рис. 2.11. Колоноскопичне зображення

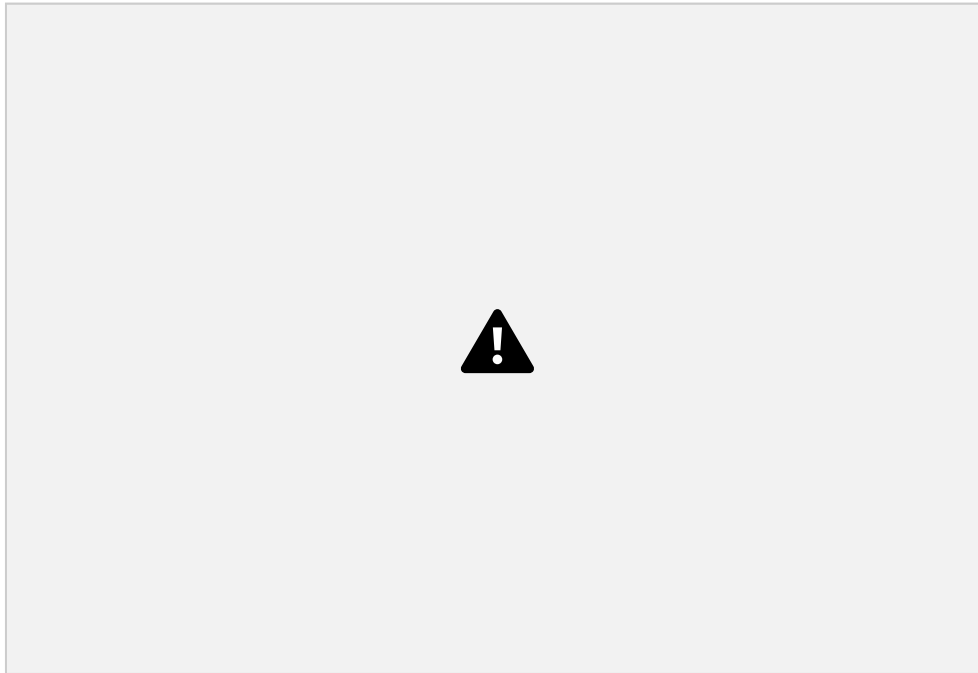


Рис.2.12. Цифрове колоноскопичне зображення

При розвитку сучасних систем та методів обробки біологічних сигналів, а та кож методів їх візуалізації стало можливим отримувати видимі відображення розпо ділу багатьох інших інформативних параметрів біологічних тканин (інфрачервоно го-поглинання, електричного імпедансу та ін.). Відновлене зображення використо вується для оцінки функції органу.

Зрозумілим є те, що при використанні різних методик, різним буде зображення. Рентгенограми показують переважно макроморфологію органів і систем. Радіонуклідні сцинтиграми в першу чергу відображають функціональну анатомію людини. УЗД дозволяє дізнатися білше, шляхом аналізу їх акустичної структури, про будову і функції органів. Методом для оцінки теплового поля людини є Термографія (рис. 2.13).



Рис. 2.13. Термограма

Планування та проведення променевих досліджень проводить лікар-діагност. Лікар-діагност, це лікар який має спеціальну підготовку в тій чи іншій галузі променевої діагностики, чи володіє всіма її розділами. Діяльність такого лікаря полягає в

32

отриманні та інтерпретації результатів візуальної інформації, і затвердження діагностичного рішення.

2.2. Формування зображення.

У пам'яті ЕОМ зберігаються тільки цифрові коди. У вигляді цифрових кодів зберігаються і описи будь-яких зображень. Для перетворення цього моря нулів і одиниць в картинку на екрані комп'ютер повинен виконати певні операції. Процес візуалізації цифрових кодів зображення називається рендеринг. Для його здійснення використовують поняття елементарних одиниць зображення: пікселя і вокселя. [4]

Зробимо огляд етапів, використовуваних при візуалізації об'єктів. Щоб поліпшити якість зображення, об'єм даних підлягає процедурі фільтрації, подібним чином, як проводиться обробка 2D зображень.

Другим кроком проходить ідентифікація різних об'єктів, які представлені в об'ємних даних таким чином, щоб їх можна було виділити для візуалізації чи, навпаки, зробити їх невидимими. Даний крок включає в себе сегментацію та інтерпретацію. Самий простий спосіб полягає в бінаризації даних із використанням порогу інтенсивності, як приклад для виділення кісток із інших тканин в КТ. Але, в деяких випадках, частіше при використанні даних МРТ, необхідні більш витончені методи сегментації.

Наступний після сегментації існує вибір, саме який з методів візуалізації використовувати далі. Традиційні підходи, які засновані на представленні об'єктів їх поверхнями, в першу чергу створюють проміжну модель, виділяючи поверхні об'єкту.

Наступним кроком виконується рендеринг, який не обходиться без використання будь-якого методу машинної графіки. Існують підходи, які зокрема, засновані на воксельному поданні об'ємів, що дають можливість створювати тривимірні зображення об'єкта безпосередньо з об'ємних даних. Дані методи

використовують повну інформацію про значення інтенсивності півтонування для рендеринга поверхонь, розрізів або прозорих і напівпрозорих об'ємів.

33

Будь-який з підходів має свої певні переваги. Вирішувати, який з методів бажано використовувати для конкретного додатку, залежить як від цілей візуалізації, так і від розміру пам'яті та потужності комп'ютера. Раніше було розроблено новий підхід до візуалізації об'єму, що використовує методи комп'ютерної візуалізації, які засновані на перетвореннях.

Найважливішими структурами, які описують об'ємні дані є:

« - бінарна воксельна модель: вокселі можуть приймати два значення: 1 (об'єкт) або 0 (немає об'єкта). Це дуже проста модель і використовується

рідко. Щоб зменшити об'єм пам'яті необхідний для зберігання, бінарні об'єми можна рекурсивно розбити на менші об'єми, що містять вокселі рівної величини. Залишкова структура даних називається 8-деревом або октантним деревом;

- напівтонова воксельна модель: кожен воксель містить інформацію про інтенсивність. Для напівтонових обсягів також розроблені структури у вигляді 8- дерева;

- узагальнена воксельна модель: окрім інформації про інтенсивність, кожен воксель містить атрибути, що характеризують його належність до різних об'єктів, та/або дані від інших джерел (наприклад, МРТ або ПЕТ).

- "інтелектуальні об'єми": як розвиток узагальненої воксельної моделі розглядається модель, в якій властивості об'єктів (такі як колір, імена в різних мовах, показники на додаткову інформацію) та їх взаємозв'язки моделюються на символному рівні. Подібна структура даних є основою для таких просунутих додатків, як медичні атласи. » [6]

Зазвичай, напівтоновий об'єм може включати велику кількість різних структур, які затіняють одна одну. Щоб зобразити одну з них, необхідно вирішити, яку саме частину даних необхідно використовувати, а яку ігнорувати.

По-перше, для того, щоб розпізнати об'єкт необхідно розподілити напівтоновий об'єм на різні області, які є однорідними по відношенню до деякого нормального критерію і відповідають реальним (анатомічним) об'єктам. Такий процес називається сегментацією. По-друге для представлення результатів необхідно

структур-рою даних існує узагальнена воксельна модель. Наступним кроком

інтерпретації, області можуть бути співвіднесені і ідентифіковані осмисленим анатомічним поняттям

Будь-які методи сегментації умовно можна розділити на два типи: "бінарні" і "нечіткі", відповідно до того, яка логіка покладена в основу: бінарна

або нечітка. За типом бінарної сегментації відповідь на питання, чи належить воксель до певної області, завжди є «так» або «ні». Це є передумовою, наприклад, для створення уявлення про поверхню за об'ємним даним. Однак, недоліком методу є те, що він не справляється з випадками невизначеності або випадками, коли об'єкт займає тільки частину вокселя. У разі нечіткої сегментації приймати точне рішення "так" або "ні" не обов'язково, так, як кожному вокселю приписуються ймовірність того, що він належить тій чи іншій матерії.

Сьогодні існує велика кількість методів сегментації для трьох вимірних медичних зображень, які розділяють на три типи: методи на основі точок, методи на основі границь і методи на основі областей. Сегментація на основі точок вокселі класифікуються тільки відповідно з величиною їх інтенсивності. Сегментація на основі границь, в об'ємі, який зображується, визначають неоднорідності в розподілі інтенсивності, використовуючи для цього перші або другі похідні. Сегментація на основі областей, до розгляду беруться властивості цілих областей, такі як розмір або форма. Не поодиноким випадком є використання комбінації декількох різних підходів.

Але, беззаперечно, кінцевою метою є автоматична сегментація, методи, що існують сьогодні, досі недостатньо надійні, для того, щоб належним чином працювати при будь-яких ситуаціях. Тому інтерактивні системи часто більш корисні та зручні.

Медичні інформаційні системи, що використовуються для реконструкції об'ємних зображень, найчастіше створюються на базі нейронних мереж. До явних достоїнств методів на основі поверхонь можна віднести суттєве зменшення кількості даних при переході від об'ємного уявлення до поверхневого. Час рендерингу також може бути зменшено, якщо при формуванні поверхні використовуються загальноприйняті структури даних, такі як сітки з трикутними

комірками, рендеринг яких підтримується програмними і апаратними

засобами. З іншого боку, на етапі реконструкції поверхні відкидається велика кількість цінної інформації, що міститься в зображеннях перерізів. Якщо уявлення у вигляді поверхні вже сформовано, повернутися назад і отримати вихідні значення інтенсивності неможливо. [6,8]

Реконструкція поверхні з об'єму. Одним з перших методів, який широко використовувався в медичних системах, був розроблений в кінці 70-х. Спочатку, напіктоновий об'єм біналізується з використанням порогу інтенсивності. Потім створюється список граничних вокселів, що розташовані між вокселями внутрішньої і зовнішньої частин об'єкту. Можна побачити, що результуючі поверхні завжди добре визначені і замкнуті. « Опис поверхні, який сформувався за даним алгоритмом, дуже простий - всі границі мають однаковий розмір і форму, і можуть бути орієнтовані тільки шістьма різними способами. Звичайно, такий метод дає тільки грубе наближення до справжньої форми об'єкта. Тому на фінальному 3D зображенні відсутньо багато тонких деталей. » [6]

Пізніше було запропоновано методи, які використовують всю півтонову інформацію. В алгоритмі «кубів, що марширують», розробленому Лоренсеном і Клайном, розглядається куб об'ємних даних, що складається з 222 суміжних вокселів. Залежно від того, один або більше таких вокселів міститься всередині об'єкта (їх значення вище порогової величини), будується частина поверхні, що складається з не більше, ніж чотирьох трикутників, і поміщається всередину куба. Точна локалізація трикутників знаходиться шляхом лінійної інтерполяції інтенсивностей у вершинах вокселів. [2]. За результатом яких можна отримати поверхню з великою кількістю деталей і розрізненням вище воксельного. Орієнтація поверхні обчислюється за градієнтом інтенсивності.

Застосовуючи алгоритм «кубів, що марширують» до клінічних даних створюються сотні тисяч трикутників. Методом дослідження було показано, що кількість цих трикутників може бути значно зменшено, за рахунок наступного спрощення трикутної сітки без великої втрати інформації.

Зафарбування. У загальному плані, під зафарбуванням, мається на увазі отримання реалістичного зображення об'єкта, виходячи з положення, орієнтації і характеристик поверхонь та з врахуванням джерел світла, що його освітлюють. Відбиваючі властивості поверхні описуються за допомогою моделі освітленості, наприклад, моделі Фонга, яка враховує властивості розсіяного, дифузного та відбитого світла. Найістотнішими вхідними даними цих моделей є локальна орієнтація поверхні, що задається векторами нормалей.

Під час рендерингу на основі вокселів необхідне зображення формується безпосередньо з об'ємних даних. До переваги цього методу в порівнянні з методами на основі поверхонь, можна віднести те, що вся початкова інформація про інтенсивності зберігається протягом процесу рендерингу. Що робить даний метод майже ідеальною технікою для інтерактивного дослідження даних. Та в такому випадку інтерактивно можна змінювати величини порогів та параметри, які спочатку можуть бути не відомі. Рендеринг, який є основою вокселів також дозволяє комбінувати зображення різних типів: непрозорі й напівпрозорі поверхні, розрізи і проєкції максимальних інтенсивностей. Однак, недоліком методів на основі вокселів є обробка даних, яких дуже велика кількість. Це заважає вирішувати прикладні завдання у реальному часі. Але, при застосуванні спеціальних апаратних засобів вже сьогодні можна досягти швидкостей в декілька кадрів в секунду.

Сканування об'єму. Способи воксельного рендеринга розрізняються, головним чином, стратегією сканування: піксель за пікселем (впорядкування за зображенням) або воксель за вокселем (впорядкування за об'ємом). При скануванні з впорядкуванням за зображенням об'ємні дані вибираються на променях вздовж напрямку спостереження. Цей метод відомий як метод відстеження променя.

Метод, за яким відстежують проміннь є досить гнучким та добре зрозумілим прийомом сканування. Порівняно легко поєднувати методи рендеринга для непрозорих, напівпрозорих і прозорих поверхонь. Більш того, при скануванні за зображення можна одночасно використовувати для рендеринга як воксельних, так і поверхневих даних. Якість зображення можна змінювати, збільшуючи або зменшуючи

37

крок вибірки даних. Всі представлені ілюстрації отримані з використанням алгоритму відстеження променя.

З іншої сторони, використання алгоритмів для відстеження променя обмежується вимогами великого обсягу пам'яті та високої потужності комп'ютера. Для того, аби об'єкт можливо було розглядати з різних напрямків, необхідно забезпечити до вільний доступ до всіх вхідних об'ємних даних. Крім того, для косих променів потрібна інтерполяція інтенсивностей у точках вибірки даних. Для зменшення часу обчислень, процедуру рендеринга починають із вибірки даних малої щільності.

Якщо не вноситься жодних змін, то щільність вибірки даних поступово збільшується до максимального розрізнення. Щодо іншого прийому, який використовує той факт, що велика кількість часу витрачається на трасування пустого простору далеко від об'єктів, що зображуються. Час сканування сильно зменшується, якщо обмежувати промені так, щоб сканувати дані тільки всередині обумовленого об'єму навколо об'єктів, що розглядаються, то.

Під час сканування, вхідні об'ємні дані вибираються вздовж рядків і стовпчиків трьох вимірного масиву і проводиться проектування обраного виду на площину зображення в напрямку спостереження.

Об'єм можна сканувати, починаючи з вокселів, що знаходяться на максимальній відстані від площини зображення та закінчуючи вокселями з мінімальною відстанню (back-to-front – BTF), або в зворотному

порядку(front-to-back – FTB). В обох випадках кілька вокселів можуть проектуватися в той самий піксель. Якщо не обхідно зобразити непрозору поверхню, слід визначити, які частини будуть видимими. При використанні техніки BTF, значення пікселів просто заміщуються новими, так що з'являються тільки видимі поверхні. При техніці FTB пікселі, які вже були записані, зберігаються.

При скануванні даних в тому ж порядку, в якому ці дані зберігаються, то ці методи достатньо швидкі навіть для комп'ютерів з невеликою оперативною пам'яттю. Особливо вони підходять для паралельної обробки. Але, вже розроблено нові методи рендерингу об'єму, який використовують для упорядкування за об'ємом.

38

Зафарбування поверхонь. Якщо застосувати один з описаних методів сканування, можна визначити видиму поверхню об'єкта, використовуючи поняття «по рогу». Досить відомим є алгоритм зафарбування, який дуже точно обчислює вектора нормалі до поверхні. Через ефект часткового заповнення обсягу, інтенсивність вокселів, що лежать на поверхні, визначається внеском різних матеріалів, які знаходяться всередині вокселів.

Площині розрізів. При знаходженні поверхні об'єкта, дуже простим і ефектним методом візуалізації його внутрішніх структур є побудова розрізів. Коли вихідні величини інтенсивності відображаються на площині розрізу, в такому випадку їх легше зрозуміти в анатомічному контексті.

Інтегральна проекція і проекція максимальних інтенсивностей. Ще один спосіб побачити об'єкт з середини – це проінтегрувати величини інтенсивностей паралельно напрямку променя зору. Якщо при інтегральній проекції використано всі об'ємні дані, то такий спосіб це крок назад до старої техніки рентгенограм. Але, якщо дана проекція будується виключно за обраними даними, то в деяких випадках результат може бути корисним.

Для яскравих маленьких об'єктів, які подібні до судин, зареєстрованим методом магнітно-резонансної ангіографії (МРА), більше підходить метод проекції максимальних інтенсивностей. При даному підході уздовж кожного променя за об'ємним даними визначаються значення максимальної інтенсивності, які потім проектуються на площину зображення. Перевага методу полягає в тому, що при його використанні не потрібно ні сегментація, ні зафарбування – процедури, які не дуже добре застосовують для дрібних судин.

Однак у такого підходу є і недоліки: так, наприклад, метод максимальних інтенсивностей зовсім не враховує відбивання світла, результуючі зображення не дають реалістичного тривимірного сприйняття об'єктів. Просторове сприйняття можна поліпшити, обертаючи об'єкт та комбінуючи відбиття з різних поверхонь чи площин розрізу. [8]

Висновок до розділу 2

39

Методи візуалізації, основні призначення радіологічних методів. Який з видів діагностики використовують для досягнення тих чи інших цілей. Приділено увагу важливому аспекту в формуванні медичних діагностичних зображень. Зроблено огляд етапів, використовуваних при візуалізації об'єктів. Та зроблено висновок що, не дивлячись на те, що проекція максимальних інтенсивностей може виявити більше деталей об'єкту, просторове сприйняття набагато краще при використанні порогової сегментації та при зафарбуванні на основі градієнта.

РОЗДІЛ 3.
МЕТОДИ СЕГМЕНТАЦІЇ МЕДИЧНИХ ТРИВИМІРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ В
КОМП'ЮТЕРНІЙ ТОМОГРАФІЇ

Просторовим зображенням можна називати геометричний опис тривимірного тіла, який було отримано в результаті виміру реального фізичного об'єкта, наприклад, за допомогою тривимірного сканера або КТ. В

якості таких ознак можна брати характеристики яскравості, текстуру тощо. Сегментація невід'ємна частина, вирішення якої вважається дуже важкою задачею. Складність задачі полягає у виникненні великої кількості даних, складності та зміні досліджуваних ділянок. Ускладненнями ситуації також є недоліки зображення, такі, як присутність артефактів та стороннього шуму, які можуть привести до того, що межі анатомічних структур стають нечіткими. Таким чином, основне завдання алгоритмів сегментації – пошук точних ділянок органів або областей інтересів і відділення їх від інших даних. На сьогоднішній день існує дуже багато підходів до сегментації зображень. Вони відрізняються в залежності від галузі застосування, модальності зображення (КТ, МРТ і тощо) та інших факторів. Наприклад, сегментація легенів має особливості, які не характерні для тонкого кишечника. Алгоритм, який дає хороші результати для однієї області, може не працювати для іншої. Ця змінність робить сегментацію дуже складним завданням. В поданий час не існує методу сегментації, який забезпечує прийнятні результати до будь-якого типу медичних даних. Існують узагальнені методи, які можуть бути застосовані до великої кількості різноманітних даних. Та все ж ті методи, які призначені для окремих випадків, завжди дають найкращі результати. Алгоритми сегментації можна класифікувати наступним чином:

- структурні алгоритми;
- стохастичні алгоритми;
- комбіновані алгоритми.

« Подані алгоритми відносяться до алгоритмів пошуку оптимальних рішень. Слід зазначити, що хоча дані методи в тій чи іншій мірі вирішують поставлену

41

перед собою задачу, вони не позбавлені недоліків. До основних недоліків можна віднести:

- високу обчислювальну складність при великому обсязі оброблюваних даних;
- програти у використанні ресурсів пам'яті;

- чутливість деяких алгоритмів до шумів;
- необхідність в завданні додаткової інформації;
- необхідність в налаштуванні деяких параметрів;
- погані результати роботи із зображеннями, на яких характеристики яскравості області розрізняються незначно. » [18]

3.1 Сегментація за допомогою методів кластеризації

Один з методів подолання частини з викладених проблем – використання алгоритмів, що дають субоптимальних рішення, а саме – еволюційних алгоритмів. За уважимо, що в постановці задачі сегментації простежується аналогія із задачею кластеризації. «Для того, щоб звести задачу сегментації до задачі кластеризації, необхідно задати відображення точок зображення в деякий простір ознак і ввести метрику (міру близькості) на цьому просторі ознак. В якості ознак точки зображення можна використовувати дані її кольору в деякому колірному просторі. Прикладом метрики може бути евклідова відстань між векторами в просторі ознак. Тоді результатом кластеризації буде квантування кольору для зображення. Розмістивши відображення в простір ознак, можна скористатися будь-якими методами кластерного аналізу. Найбільш популярні методи кластеризації, що використовуються для сегментації зображень, – метод K -середніх, FCM та інші алгоритми. Але основним недоліком методів кластерного аналізу є те, що вони чутливі до шумів.

Ще одним з підходів до вирішення задачі сегментації полягає в об'єднанні нечіткого алгоритму та алгоритму K -середніх. При розгляді першого варіанту алгоритму K -середніх. Нехай дана множина $A = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$ – множина векторів довжини

Введемо на ступню матричну величину

$$[\quad]$$

Матриця W має наступну важливу властивість:

$$[] \Sigma \tag{3.1}$$

Позначимо центри кластерів наступним чином $c_k = (c_{k1}, c_{k2}, \dots, c_{kn})$, тоді

$$\Sigma \tag{3.2}$$

В такому випадку, кластерне відхилення може бути визначено за

формулою: $\Sigma ()$

$$() \Sigma \tag{3.3}$$

Необхідно знайти таку матрицю W^* , що $S(W^*)$.

« Простір пошуку є множиною всіх існуючих двійкових матриць W , що задовольняють умові (3.2), отже можна представити хромосому у вигляді рядка довжини n , при цьому кожен аллель може приймати значення з множини $\{1, 2, \dots, K\}$. Ініціалізація популяції може бути здійснена одним з класичних методів. » [11]

Відбір передбачає обрання випадкової хромосоми з популяції за допомогою рендомного вибору, або будь-якого іншого методу. Вирішення в даній популяції може задавати умову, що впливає на виживання хромосом в наступному поколінні. Це може означати, що кожній частині задається деяке число, або обчислюється значення спеціальної фітнес-функції. Є багато засобів для вирахування цієї фітнес функції [3]. Розглянемо наступний варіант рішення. Нехай $f(S_w) = -S(W)$, $g(S_w) = f(S_w) -$

43

\bar{f} де \bar{f} – середнє значення і стандартне відхилення функції $f(S_w)$ відповідно, $[c]$ – деяка константа. Тоді значення фітнес-функції визначимо наступним чином:

$$f(S_w) = \bar{f} - c \left(\frac{f(S_w) - \bar{f}}{\sigma} \right)^2 \quad (3.4)$$

Оператор змінює значення в залежності від відстані поданої точки до центру кластера. Задамо його наступним чином: паралель замінюється значеннями, які вибираються випадково, згідно з наступним розподілом ймовірностей:

$$P_j = \frac{d_j}{\sum_{j=1}^m d_j} \quad (3.5)$$

Де c_m – деяка константа, $d_{max} = \max\{d_j\}$

Алгоритм, з представленим вище оператором селекції, може сходитися досить довго. Тим паче ймовірність мутації повинна бути значно мала, тому що великі значення ведуть до коливань рішень. Щоб уникнути такої ситуації, необхідно ввести новий оператор, *K-means operator* (КМО). Виконання

поданого оператора склада ється з наступних двох кроків:

1. обчислюються центри кластерів за формулою (3.3);
2. кожна з точок даних назначається кластеру з найближчим центром, тим самим перетворюється в нову матрицю W .

При використанні техніки побудови початкової популяції та генетичного оператора, можливо побудувати генетичний алгоритм, який схематично представлено на рисунку 3.1.

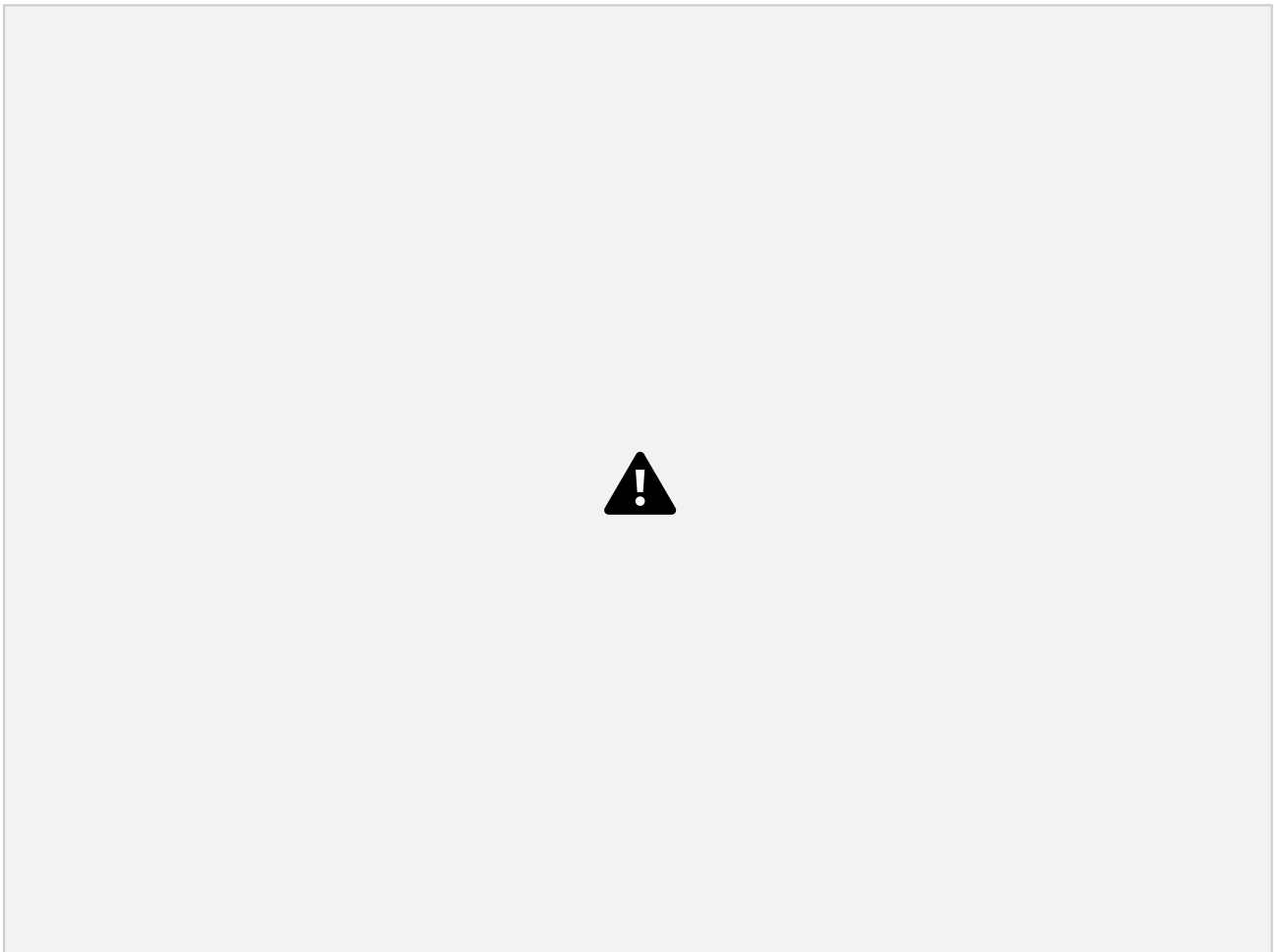


Рис. 3.1. Загальна схема роботи генетичного алгоритму

3.2 Сегментація за допомогою ройових алгоритмів

« Задача сегментації зображень також може бути зведена до задачі оптимізації на графах. Така специфіка завдання дозволяє використовувати алгоритм мурашиних колоній для її вирішення. Ідея мурашиного алгоритму полягає в наступному. Відбувається моделювання поведінки мурах, пов'язаного з їх здатністю швидко знаходити найкоротший шлях від мурашника до джерела їжі і адаптуватися до мінливих умов, знаходячи новий найкоротший шлях. При своєму русі мураха залишає на своєму шляху феромон, і ця інформація використовується іншими мурахами для вибору шляху » [11]. Це елементарне правило поведінки і визначає здатність мурах знахо

дити новий шлях, якщо старий виявляється недоступним. Відбувається так само моделювання збагачення шляху феромоном і його випаровування.

Подані кроки алго-

ритму дають можливість шукати всі можливі оптимальні шляхи в просторі пошуку, а не один конкретний шлях. Залежно від модифікації робота мурашиного алгоритму можна описати схемою, наведеною на рисунку 3.2.

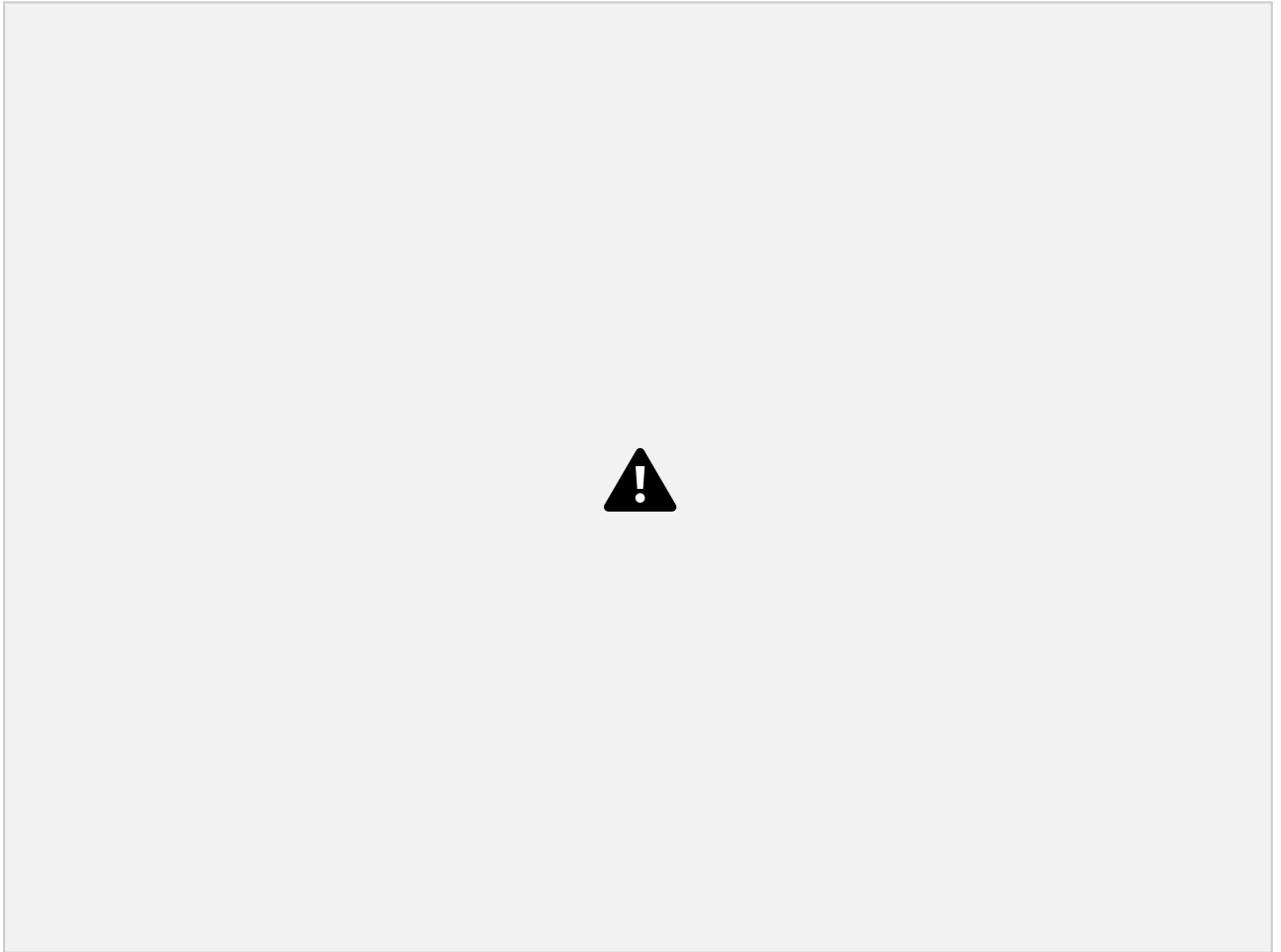


Рис. 3.2. Загальна схема роботи мурашиного алгоритму

Ініціалізація методу мурах – стартова точка, куди вміщується мураха, залежить від обмежень, накладених умовами задачі, тому що для кожного завдання спосіб розміщення мурах є вирішальним. Або всі вони поміщаються в одну точку, або в різні з повтореннями, або без повторень. На цьому ж етапі задається початковий рівень феромону » [18]. Він ініціалізується невеликим позитивним числом для того, щоб на початковому кроці ймовірності переходу в наступну вершину не були нульовими. Ймовірність переходу з вершини у вершину визначається за наступною формулою:

$$\frac{(\tau_{ij})^\alpha (\eta_{ij})^\beta}{\sum_k (\tau_{ik})^\alpha (\eta_{ik})^\beta} \quad (3.6)$$

Де Γ_k – можливою множиною вершин, які пов'язані з вершиною i для окремої точки k , τ_{ij} – рівень феромона, d_{ij} – евристична відстань, α, β – деякі константи.

Оновлення феромона відбувається за формулою:

$$\tau_{ij}(t+1) = \rho \tau_{ij}(t) + \sum_{k \in \Gamma_k} \Delta \tau_{ij}^k(t) \quad (3.7)$$

де n_k – кількість мурах, ρ – інтенсивність випаровування, $L_k(t)$ – довжина шляху, побудованого k -му мурахою в момент часу t , Q – параметр значності. Було розглянуто спосіб застосування алгоритму мурашиних колоній до сегментації зображень. В данному алгоритмі мурахи мають вид простого агента, який випадковим чином переміщається по дискретному масиву. Пікселі, які розсіяні в елементах масиву, можуть бути переміщені з одного елемента масиву в інший, формуючи кластери. Переміщення пікселів непрямим чином визначається поведінкою мурах. Кожен агент може приєднати або вилучити піксель згідно заданої функції, яка обчислює схожість пікселя з іншими пікселями в кластері. «В такому випадку, агенти динамічно кластеризують зображення на окремі незалежні кластери, в яких без виключень схожі між собою тільки пікселі. Ще, агент представляє нові імовірнісні правила для приєднання або вилучення пікселів, а так само стратегію локального переміщення для прискорення збіжності алгоритму. Припустимо, розмірність масиву дорівнює. Будь-який елемент даного масиву пов'язаний з осередком мурашок в певному порядку, що дозволяє агентам легко переходити від одного елемента до іншого. В процесі роботи алгоритму мурахи можуть змінювати, будувати або прибирати існуючі кластери пікселів. Кластер представляється сполученням двох або більше пікселів і просторово розташований в окремій ланці масиву, що спрощує його ідентифікацію.

Ініціалізувавши N пікселі $\{P_1, \dots, P_n\}$ для

47

кластеризації, які розташовані в масиві таким чином, що кожен елемент масиву пов'язаний тільки з одним пікселем. Кожен агент з даної колонії з K агентами $\{a_1, \dots, a_k\}$ приєднує рендомно обраний піксель з елементів масиву і повертається в гніздо. Після першого етапу ініціалізації відбувається етап кластеризації. Вибір агента проводиться випадковим чином. Він переміщується від свого гнізда до елементів масиву і визначає за допомогою імовірнісного правила приєднувати цей піксель до кластеру або ні. Кожен мураха знає список розташування пікселів, що не були приєднані іншими мурахами. Рендомним чином мураха визначає наступний піксель зі списку вільних. Цей алгоритм повторюється для кожного мурахи. Завершення алгоритму відбувається при виконанні заданого критерію зупину.

Необхідно звернути увагу на той факт, що еволюційні алгоритми досить повільні. Тому, окрім основного завдання розробки еволюційного алгоритму сегментації, повинна бути вирішена проблема продуктивності. Останнього можна досягти за рахунок комбінування ресурсів CPU і GPU. Таким чином, слід звернути увагу на той факт, що сучасні алгоритми являють собою ряд незалежних або слабозалежних завдань. Таким чином, об'єднуючи здатність еволюційних алгоритмів вирішувати обчислювально важкі завдання і можливості сучасних обчислювальних систем, теоретично можна домогтися високої швидкодії від повільних методів.

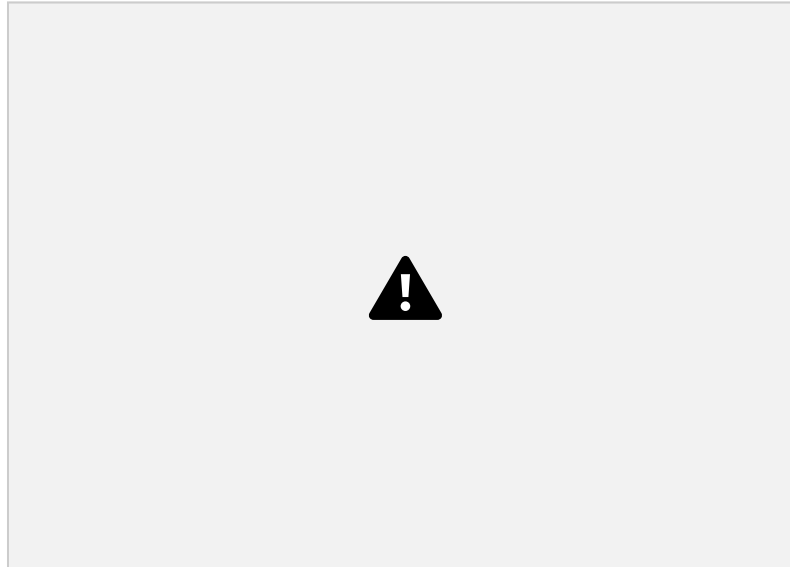


Рис. 3.3 Основні принципи побудови алгоритму

Висновок до розділу 3

Основна мета сегментації полягає в тому, щоб побудувати добре розпаралелений алгоритм, який буде здатний вирішити поставлену перед ним задачу за обраний час, обробляючи при цьому значно великі об'єми даних, а також самокомбінувати з необхідності ресурси обладнання CPU і GPU. Дуже легко помітити, що наявність деякого числа простих, практично незалежних один від одного агентів, дає хороші потенційні можливості для розпаралелювання алгоритму. На підставі вищевказаного можна зробити висновок, що застосування еволюційних і ройових обчислень може допомогти усунути деякі недоліки відомих методів при обробці тривимірних зображень. Було висвітлено що одним з підходів може бути застосування методу кластеризації в сукупності з генетичним алгоритмом. Як альтернатива було запропоновано використовувати алгоритм мурашиних колоній для вирішення задачі кластеризації. Було проаналізовано запропоновані рішення, які генетичні алгоритми

і алгоритми мурашиних колоній були положені в основі на ряді незалежних підзадач, що дозволило значно підвищити швидкість роботоздатності, виконавши розпаралелювання із застосуванням обчислень на CPU, а також

РОЗДІЛ 4

КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА СЕГМЕНТАЦІЇ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ МЕТОДОМ МУРАШИНОЇ КОЛОНІЇ

Сегментація зображень є однією з найбільш важливих і складних завдань низькорівневого аналізу зображень. Оскільки це один з перших етапів розпізнавання зображень, то наступні кроки, такі як виділення сутностей, класифікація і розпізнавання, в значній мірі залежать від його результатів. Тому сегментація зображень є предметом інтенсивних досліджень.

Методів сегментації розроблено велику кількість, але кожен з них має свої переваги й недоліки. Перспективними для досліджень представляються нові методи сегментації, засновані на методах ройового інтелекту (мурашині і ройові алгоритми, алгоритми зграї риб, алгоритми оптимізації пересуванням бактерій і т.п.). Дані алгоритми засновані на ідеї моделювання поведінки безлічі агентів, поведінка яких виходить з природи, з біологічних систем.

У даному розділі було розглянуто реалізацію і аналіз змішаного алгоритму сегментації K -середніх і мурашиних колоній, а також реалізована програмна система для візуалізації та апробації розробленого алгоритму. Проведено тестування розробленого алгоритму на загальнодоступних бенчмарках (використаний бенчмарк Берклі).

Отримано вихідні оброблені зображення, а також значення евристичних коефіцієнтів розробленого алгоритму. Результати обробки порівняні з результатами, отриманими при обробці системою Osiriss.

4.1 Опис програми

Для отримання ефективного алгоритму сегментації зображень пропонується метод, в якому використовується переваги мурашиного алгоритму і методу k -середніх [4]. На першому етапі необхідно встановити значення кількості кластерів і

50

випадковим чином формувати їх центри. Далі, згідно з алгоритмом кластеризації k -середніх, визначається приналежність кожного пікселя зображення певного кластеру. На цьому етапі вирішальну роль відіграє алгоритм мурашиних колоній. Він визначає зв'язок кожного пікселя з кластерами зображення. Це виконується за значенням ймовірності, яка обернено пропорційно до відстані між пікселем, центром кластера і змінної t , яка представляє рівень феромону. Рівень феромона визначається пропорційно мінімальному відстані між кожною парою центрів кластерів і назад пропорційно відстані між кожним пікселем і його центром. Таким чином, значення рівня феромона зростає із збільшенням дистанції між центрами кластерів, а також зі збільшенням компактності пікселів в кластері. При цих же умовах зростає і ймовірність приєднання пікселя до кластеру

Випаровування феромона розраховується для того, щоб послабити вплив попередніх вибраних рішень, які є менш пріоритетними. Аналогічно

алгоритму k середніх, в розподіленому стані відбувається оновлення кластерних центрів, шляхом перерахунку середнього значення пікселів в кожному кластері. Це продовжується до тих пір, поки зміна значення кластерного центру суттєво не змінюється. На відміну від алгоритму k -середніх, розроблений метод не зупиняється на цьому етапі. Процес кластеризації продовжують виконувати m мурашок, кожен з яких в кінцевому підсумку знаходить потенційне рішення. Критерій пошуку кращого рішення і корекція рівня феромона відповідно для наступної групи m мурашок є визначальними для методу. При виконанні критерію зупину кластеризація завершується. Таким чином, знаходиться найкраще рішення.

У програмній реалізації алгоритм починається з визначення рівня феромона τ і завдання евристичної інформації P для кожного пікселя. Потім, кожен мураха визначає приналежність пікселя кластера з імовірністю P , яка розраховується з виразу (4.1):

$$\tau_{ij} = \frac{1}{\sum_{k=1}^m \tau_{ij}^k} \quad (4.1)$$

51

Евристична інформація n_i (X_n) обчислюється відповідно до виразу

$$n_i = \frac{1}{\sum_{j=1}^n n_j} \quad (4.2)$$

При цьому значення рівня феромона на початковому етапі встановлюється рівним 1, тому на першій ітерації він не впливає на ймовірність переходу. Припустимо, що визначено m - кількість мурав'єві для кластеризації зображення. Кожна мураха знаходить своє індивідуальне рішення задачі. Після того, як m мурах сегментували зображення, вибирається краще рішення для поточної ітерації, для нього коригується

рівень феромону і відбувається оновлення всіх центрів кластерів відповідно до вибраному кращому вирішенню. На наступній ітерації ініціалізація мурах відбувається відповідно до попереднього досвіду. На кожній ітерації кожна з m мураха знаходить індивідуальне рішення, яке коригується відповідно до власних евристичним знань і загальним кращим рішенням, знайденим усіма мурахами. Це повторюється, поки не буде знайдено рішення, задовольняючий всім заданим умовам.

Загальне рішення з m індивідуальних рішень вибирається за двома параметрами:

1. Евклідової відстані між кластерними центрами, виходячи з колірних характеристик. Воно характеризує розбиття з точки зору відособленості кластерів.
2. Суми евклідова відстаней між центром кластера і кожним його пікселем згідно колірних і просторових характеристик. Вони визначають характеристики розбиття згідно критерію подібності і компактності кластерів.

Щоб вибрати глобальне краще рішення з усіх побудованих локальних необхідно, щоб виконувались наступні умови:

1. Евклідової відстані між кластерами, з точки зору колірних характеристик, має бути велике, відповідно кластери будуть відмінними один від одного.
2. Сума евклідова відстаней між центром кластеру і кожним його пікселем, згідно колірним характеристик, повинна бути маленькою, відповідно кластер буде

52
більш однорідним.

3. Сума евклідова відстаней між центром кластер і кожним його пікселем, згідно просторовими характеристикам, повинна бути маленькою, відповідно кластери будуть більш компактними.

Для того щоб виконати першу умову, ми для кожного мурашки розраховується відстань між кожною парою центрів кластерів і упорядковано ці значення по зростанню. Потім вибирається мінімальне серед всіх мурах і на основі порівняння, вибирається максимальний.

При виконання пунктів 2 і 3 необхідно: 1. Підрахувати суми відстаней

між кластерними центрами і їх пікселями. 2. Відсортувати ці значення по зростанню. 3. Вибрати максимальне і мінімальне значення для кожного мурашки.

Кожен раз вибране значення отримує додатково вальний пріоритет, а саме пріоритетне є кращим. Після того як вибрано краще рішення обновлюється значення рівня феромона відповідно до виразу (3):

$$\text{[Blank box]} \quad (4.3)$$

Завдяки ρ посилюється вплив більш пізніх пріоритетних рішень і послаблюється більш ранніх. $\Delta t_i(X_n)$ обчислюється відповідно до виразу (4):

$$\text{[Warning icon]} \quad (4.4)$$

Змішаний алгоритм мурашиних колоній і k-середніх далі представлений покроково:

1. ініціалізувавши основні параметри алгоритму: K , m , а значення рівня феромона на першому етапі вважаємо рівним одиниці.

2. ініціалізувавши m мурах для K випадково вибраних центрів кластерів. 3. Нехай кожен мураха пов'язує кожен піксель X_n з одним із кластерів і випадковим чином, з імовірністю $P_i(X_n)$ згідно (1).

53

4. Обчислюємо нові центри кластерів. Якщо нові центри збігаються з попередніми, то переходимо до п. 5, якщо немає, переходимо до п. 3. 5. Зберігаємо краще рішення з усіх знайдених m мурахами.

6. Оновлюємо рівень феромону для кожного пікселя згідно (3) і (4). 7. Коректуємо загальне краще рішення, виходячи зі знайдених індивідуальних рішень кожного мурахи.

8. Якщо виконується критерій зупину, то переходимо до наступного кроку. Пошук загального кращого рішення.

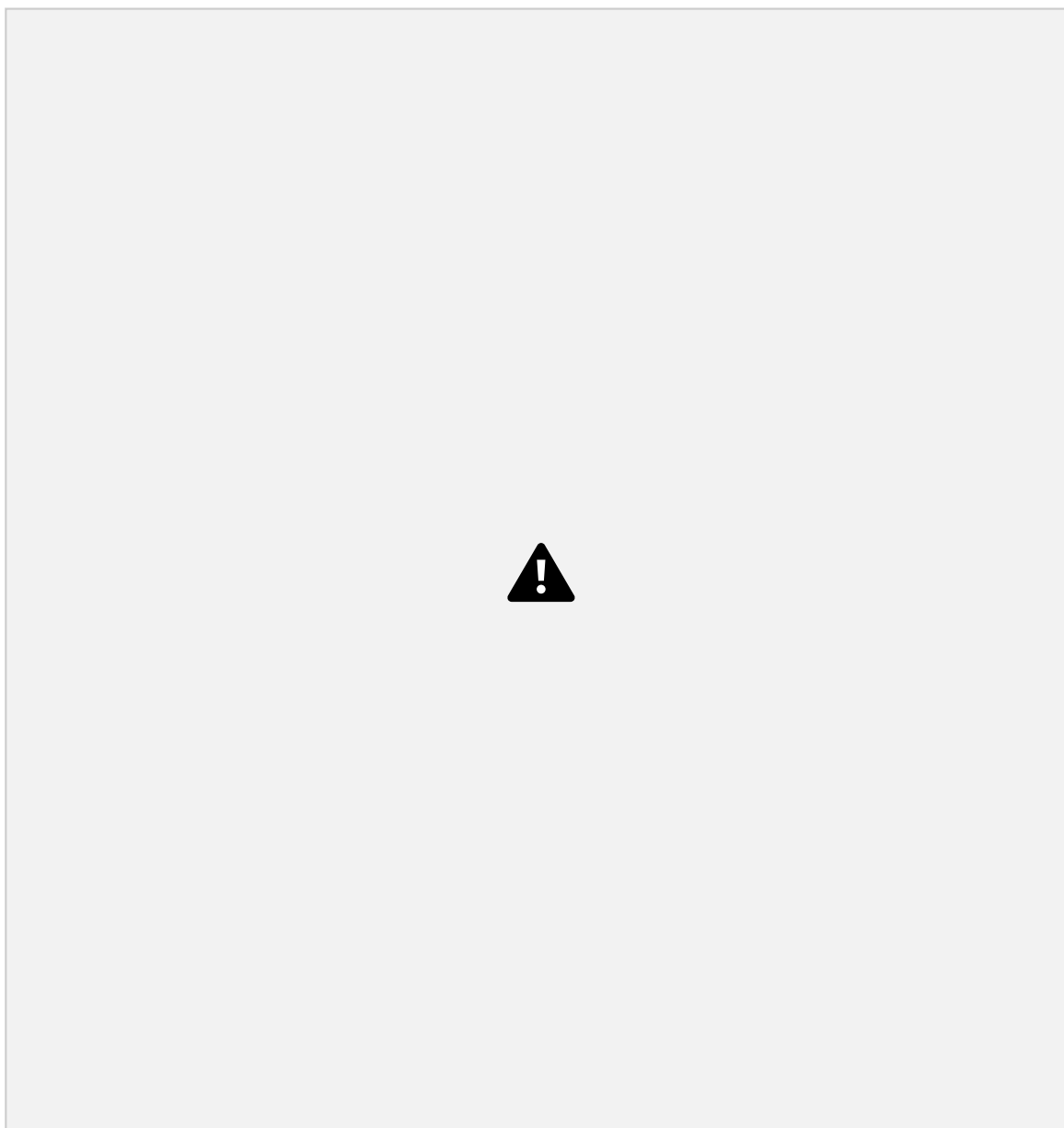


Рис.

4.1 - Схема алгоритму сегментації зображень методом мурашиних колоній

54

4.2 Експериментальна обробка зображення

Запропонований алгоритм був програмно реалізований. Система розроблена в середовищі Microsoft Visual Studio і використовує для своєї роботи платформу Microsoft .NET Framework. Для збереження даних використовується СУБД Microsoft SQL Server.

Розроблена програмна система дозволяє візуалізувати і індивідуально підлаштовувати процес сегментації. Додатково є можливість відтворення і збереження, раніше отриманих результатів. У майбутньої редакції планується ввести критерії якості сегментації, використовуючи наприклад узагальнений індекс Данна.

Система має інтуїтивно зрозумілим призначенням для користувача інтерфейсом і розвиненою та зручною системою довідкової інформації (рис. 4.2). На рис. 4.3 приведено вікно запуску виконання алгоритму. Як параметри необхідно вказати кількість мурах, кількість ітерацій і кількість кластерів, на які планується розбивати зображення.

Також необхідно вибрати саме зображення для сегментації, підтримуються різноманітні формати зображень. Як результат сегментації ми отримуємо власне сегментоване зображення, проміжні варіанти сегментації, а також значення евристичних коефіцієнтів α і β .

Для розуміння принципів роботи системи проведення UML-діаграми варіантів використання (рис. 4.4) і UML-діаграма компонентів (рис. 4.5). На рис. 4.4 наведені послідовності дій користувача при роботі з системою.

На рис. 4.5 зображена діаграма компонентів системи для розуміння внутрішньої організації програмного коду і процесу обробки і збереження даних. За допомогою підсистеми роботи з архівом (рис. 4.6) є можливість отримати порівняльну характеристику сегментації зображення при різних початкових параметрах, що істотно підвищує можливість поліпшення точності і отримання більшої наочності в процесі досліджень.

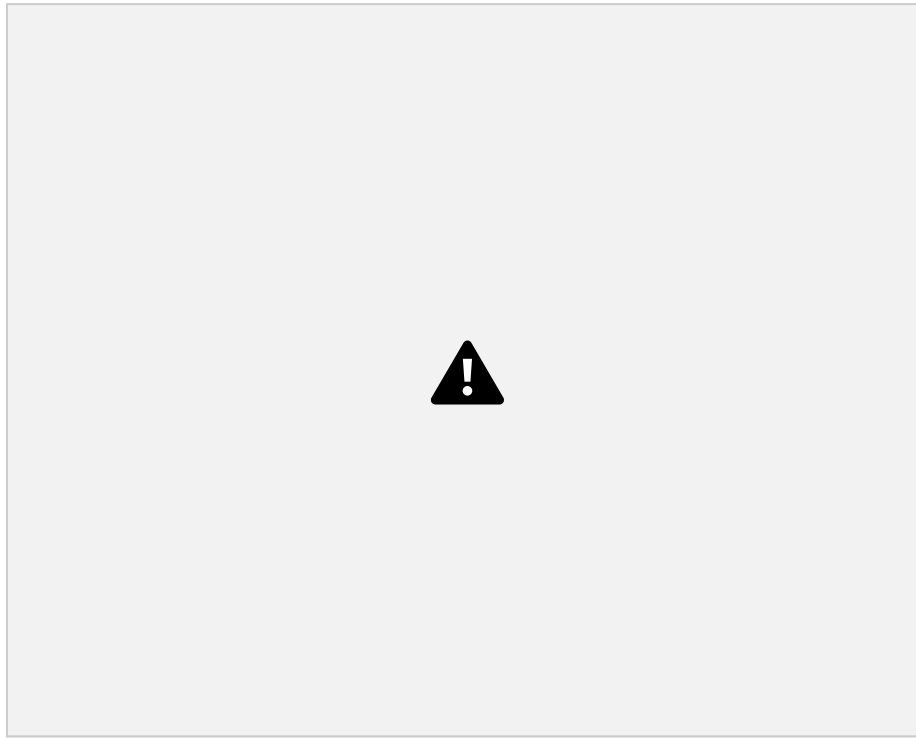


Рис. 4.2 - Зовнішній вигляд інтерфейсу системи

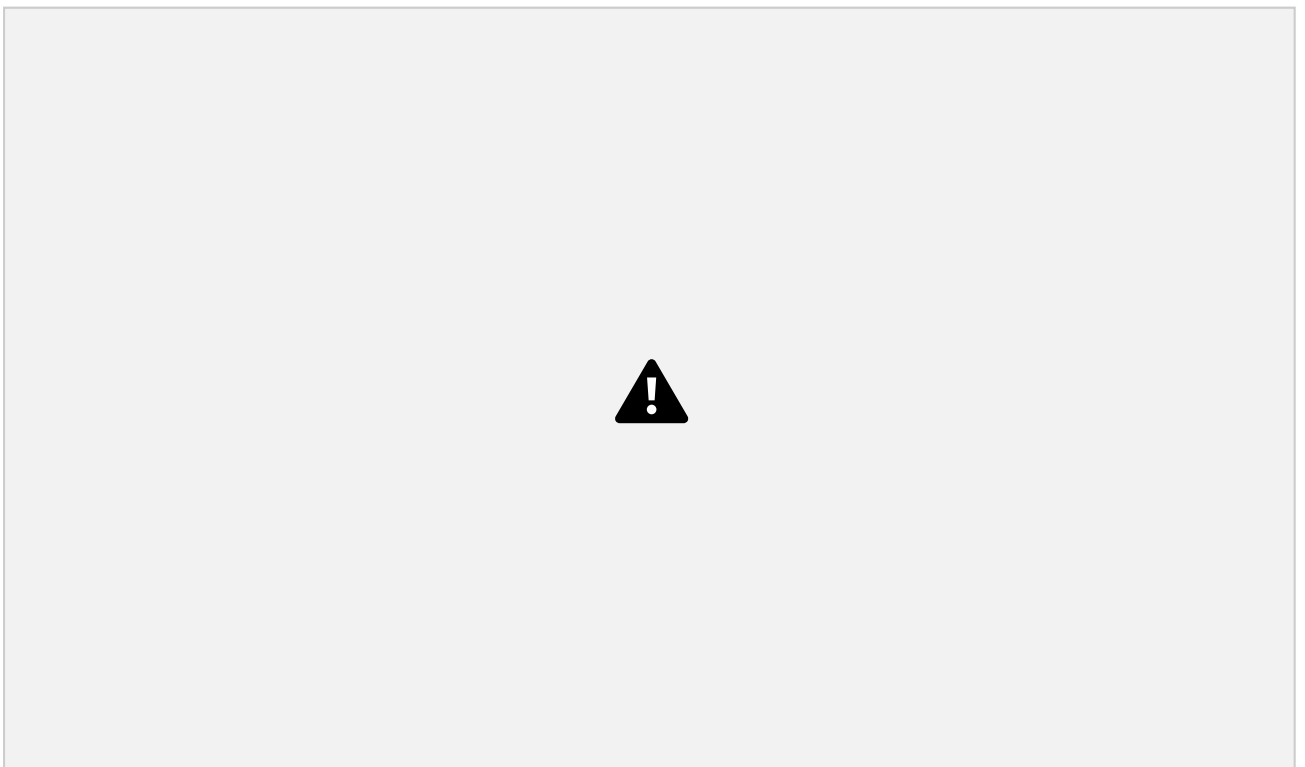


Рис. 4.3 - Інтерфейс, що настроюється параметричної частини

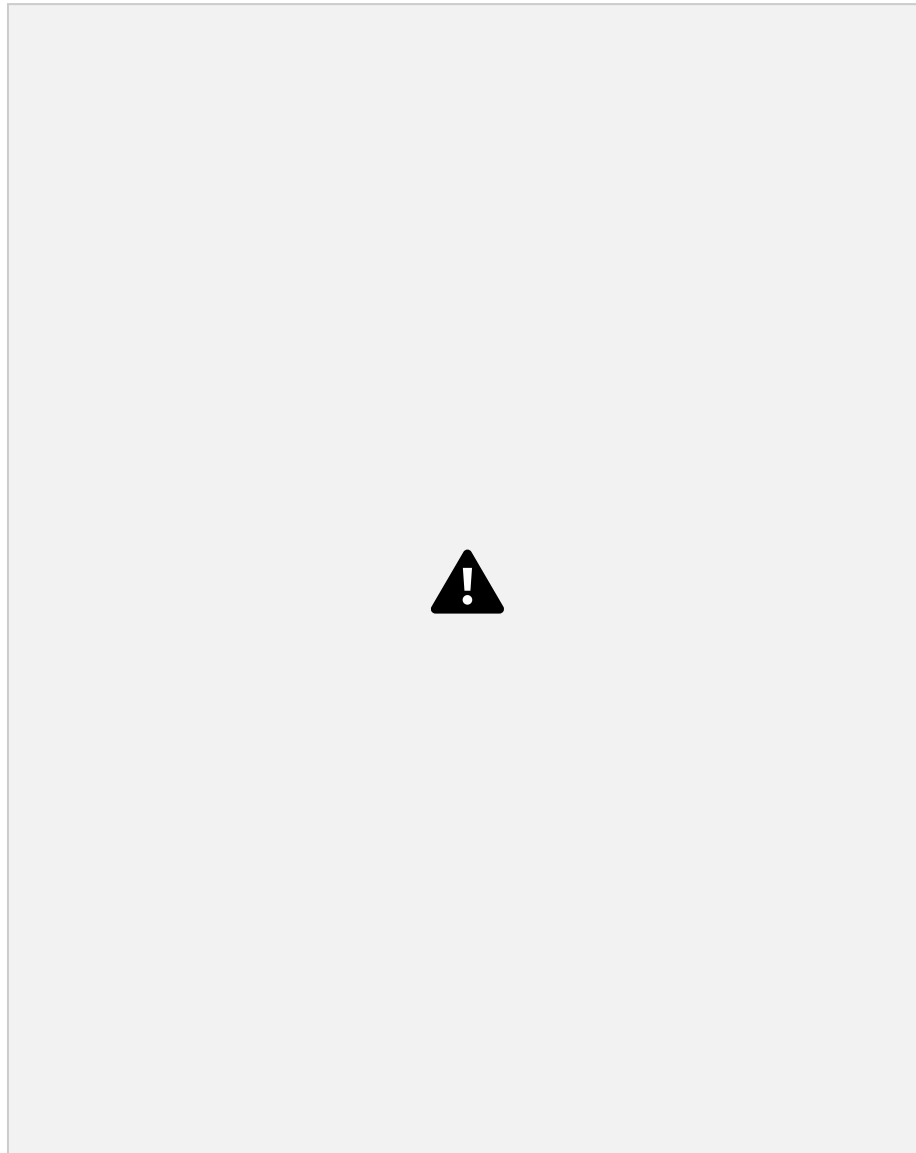


Рис. 4.4 - Діаграма варіантів використання розробленої системи

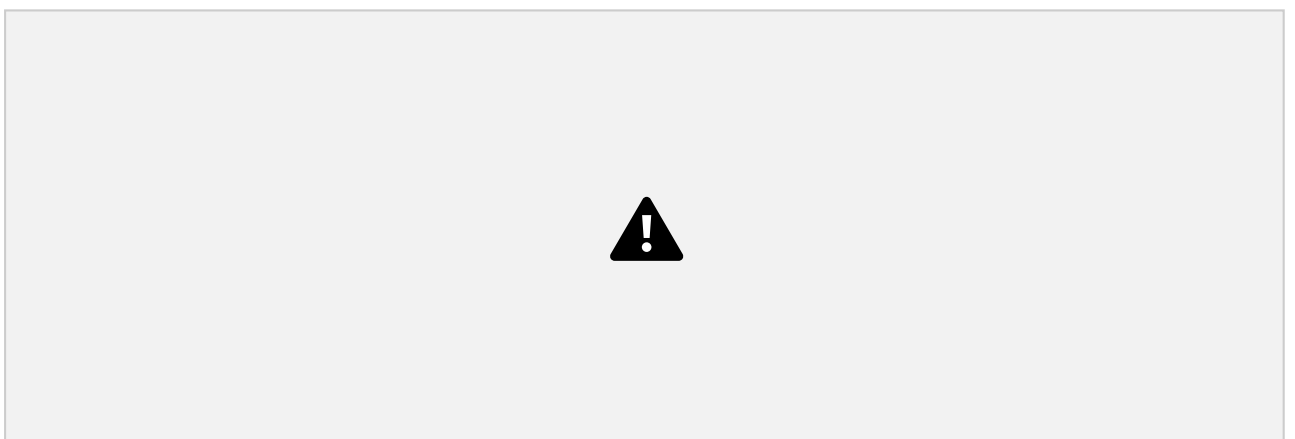


Рис. 4.5 - Діаграма компонентів системи

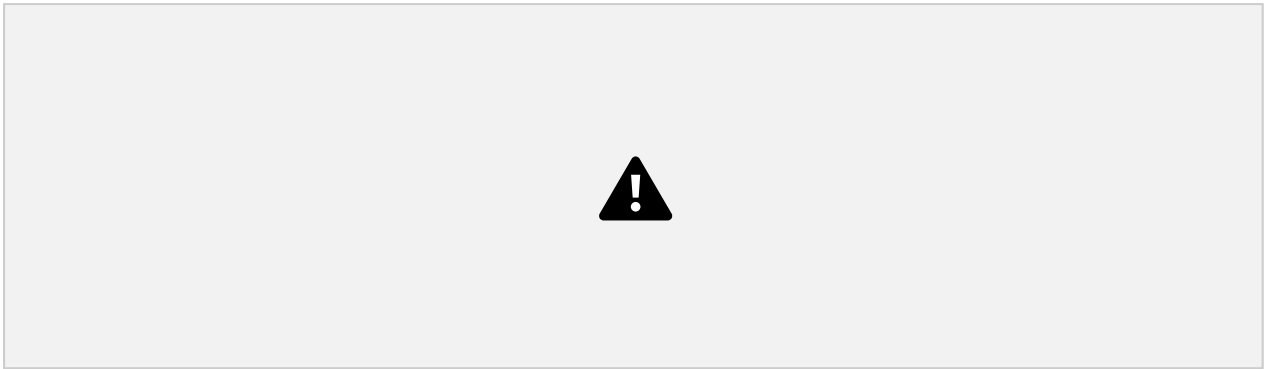


Рис. 4.6 - Підсистема роботи з архівом

На рис.4.7 і 4.8 наведено результати обробки зображень з бенчмарка Берклі. Як видно з рис. 4.7 і 4.8, результати обробки вийшли прийнятними. У першому випадку зображення було розбито на п'ять кластерів, всі частини одягу, фону і обличчя дівчини були віднесені до різних кластерів. При більш детальному розгляді можна побачити деякі недоліки в приналежності пікселів внаслідок можливо не зовсім точного налаштування параметрів алгоритму. Результати на рис. 4.7 кластеризованих на дві групи: монети і фон. Як бачимо, все відокремлене акуратно, але також є невеликі похибки при збільшеному розгляді пікселів.

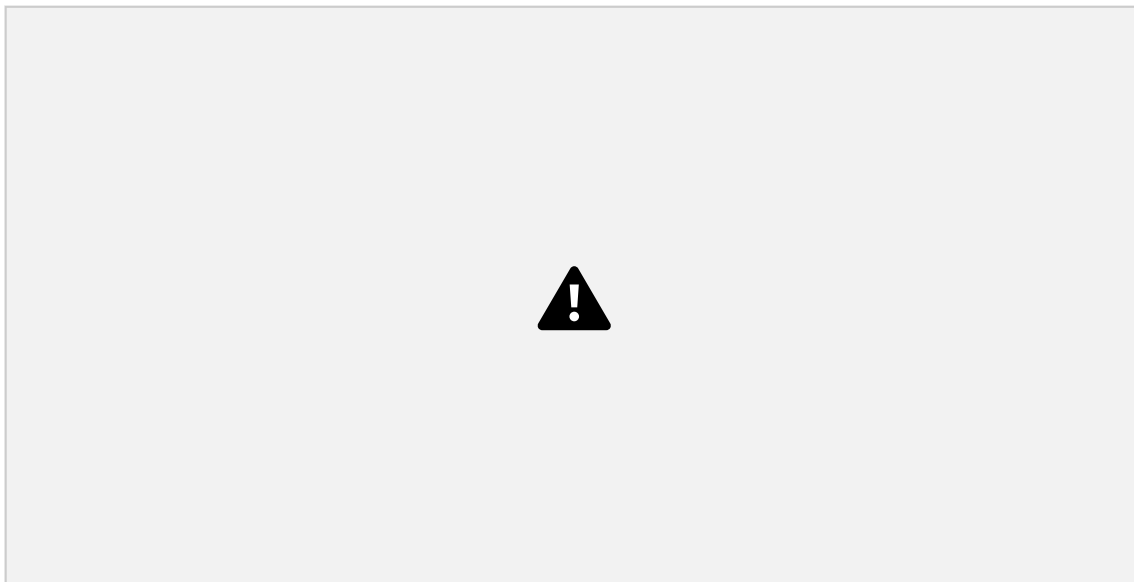


Рис. 4.7 -
Зображення Lena з бенчмарка Берклі: а - вихідне зображення, б - результат сегментації

В цілому можна вважати результати роботи алгоритму з загально тематичними зображеннями непоганими і придатними до використання на

практиці. Далі необхідно оцінити роботу алгоритму при обробці більш складних зображень медичної спрямованості, сегментовані за допомогою нашої системи і системи Osiriss [11].

На рис. 4.9-4.11 представлені результати сегментації розробленою системою і системою Osiriss.

На рис. 4.9 представлений знімок легенів. Зображення сегментували на чотири кластери. На рис. 4.9б представлений результат обробки нашою системою, на рис. 4.9в - системою Осіріс. Так, на рис. 4.9 при сегментації знімка легенів розроблена система візуально більш якісного справила сегментацію, тому що були відокремлені контури альвеол. На системі Осіріс даний фрагмент вийшов злилися з іншою частиною.

На рис. 4.10 результат схожий з результатом на рис. 4.9.

Розроблена система на відміну від швейцарської краще окреслила контури важливих вузлів, а це дуже важливо для аналізу знімків. Сегментація проводилася на чотири кластери.

На рис. 4.11 розроблена система показала результат набагато гірше, ніж Осіріс. Чи не були виділені найважливіші вузли на зображенні і деякі частини вийшли частиною інших областей. Сегментація проводилася на чотири кластери. Можливо, що невдало були підібрані евристичні коефіцієнти в нашому алгоритмі і результат вийшов не надто хорошим.

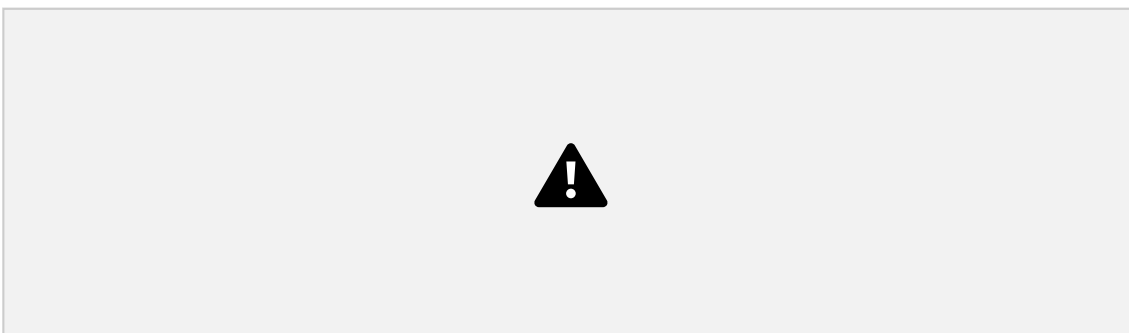


Рис.
4.9 - Легені: а - вихідний знімок, б - оброблений в розробленій системі, в - оброблений в системі Осіріс

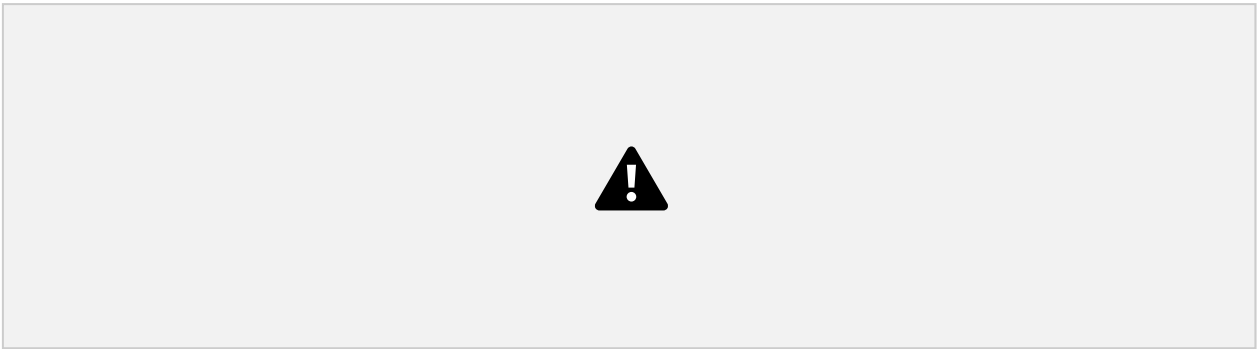


Рис. 4.10 - Легені: а - вихідний знімок, б - оброблений в розробленій системі, в - оброблений в системі Осіріс

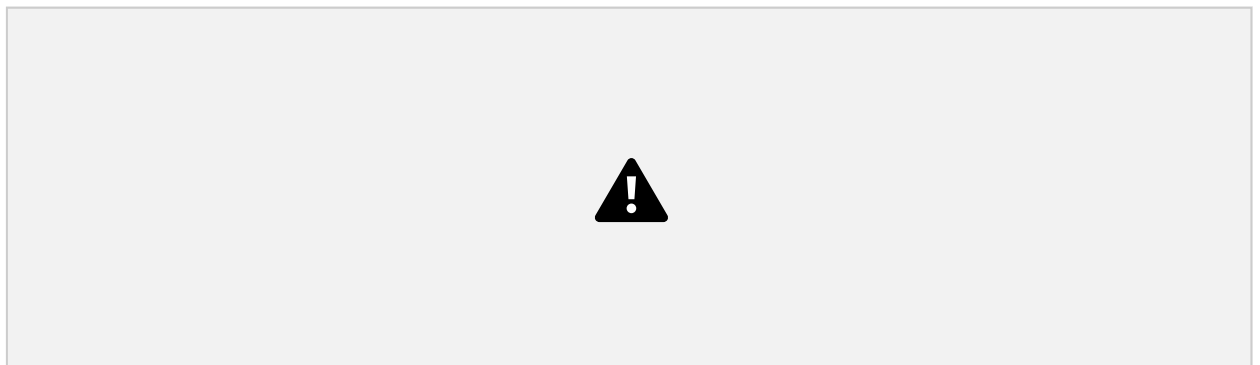


Рис. 4.11 - Серце: а - вихідний знімок, б - оброблений в розробленій системі, в - оброблений в системі Осіріс

У таблиці 4.1 наведені значення коефіцієнтів α , β для кожного зображення, а також час обробки.

Таблиця 4.1 Результати дослідження

№ досліду	α	β	t , сек
9	0,35	0,8	10
10	0,02	0,12	12
11	0,25	0,08	10

Висновок до розділу 4

модифікованого алгоритму мурашиних колоній і K -середніх. Проведено апробацію на бенчмарк Berkley, а також на реальних медичних знімках. Апробацію показала високу ефективність розробленого алгоритму.

Використаний алгоритм показав в деяких випадках свою перевагу за якістю результатів в порівнянні з деякими спеціалізованими програмними комплексами, такими, як наприклад Osiriss. Якщо працює алгоритм можливо доопрацювати і поліпшити, зокрема введенням в систему індексу Данна, для порівняння отриманого результату з еталонним, також в даному випадку буде можливість автоматизувати і оптимізувати підбір евристичних параметрів до необхідних оптимальних значень.

ВИСНОВОК

було описано що таке гамма-камери, в яких видах діагностики вони використовуються. Які види зображень можна отримати завдяки гамма-камерам. Також було описано роль візуалізації в сучасних медичних дослідженнях. Методика і процес створення візуальних зображень внутрішніх органів, для якої саме мети служить медична візуалізація.

За різноманіттям медичних зображень, без залежності від способу їх

отримання, можна віднести до однієї з двох основних груп. Описані основні групи для отримання медичні зображення. Що відноситься до цих груп та як часе формуються медичні зображення.

Було розглянуто методи візуалізації, основні призначення радіологічних методів. Який з видів діагностики використовують для досягнення тих чи інших цілей.

Приділено увагу важливому аспекту в формуванні медичних діагностичних зображень. Зроблено огляд етапів, використовуваних при візуалізації об'єктів. Та зроблено висновок що, не дивлячись на те, що проекція максимальних інтенсивностей може виявити більше деталей об'єкту, просторове сприйняття набагато краще при використанні порогової сегментації та при зафарбуванні на основі градієнта.

Основна мета сегментації полягає в тому, щоб побудувати добре розпаралелюваний алгоритм, який буде здатний вирішити поставлену перед ним задачу за обраний час, обробляючи при цьому значно великі об'єми даних, а так само комбінувати з необхідності ресурси обладнання CPU і GPU. Дуже легко помітити, що наявність деякого числа простих, практично незалежних один від одного агентів, дає хороші потенційні можливості для розпаралелювання алгоритму. На підставі вище викладеного можна зробити висновок, що застосування еволюційних і ройових обчислень може допомогти усунути деякі недоліки відомих методів при обробці тривимір-

62

них зображень. Було висвітлено що одним з підходів може бути застосування методу кластеризації в сукупності з генетичним алгоритмом. Як альтернатива було запропоновано використовувати алгоритм мурашиних колоній для вирішення задачі кластеризації. Було проаналізовано запропоновані рішення, які генетичні алгоритми і алгоритми мурашиних колоній були положені в основі на ряді незалежних підзадач, що дозволило значно підвищити швидкість роботоздатності, виконавши розпаралелювання із застосуванням обчислень на CPU, а також GPGPU.

Було розглянуто комп'ютерну систему сегментації зображень на підставі модифікованого алгоритму мурашиних колоній і K -середніх. Проведено апробацію на бенчмарк Berkeley, а також на реальних медичних знімках. Апробація показала високу ефективність розробленого алгоритму.

Використаний алгоритм показав в деяких випадках свою перевагу за якістю результатів в порівнянні з деякими спеціалізованими програмними комплексами, такими, як наприклад Osiriss. Якщо працює алгоритм можливо доопрацювати і поліпшити, зокрема введенням в систему індексу Данна, для порівняння отриманого результату з еталонним, також в даному випадку буде можливість автоматизувати і оптимізувати підбір евристичних параметрів до необхідних оптимальних значень.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

63

1.

<https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%93%D0%B0%D0%BC%D0%BC%D0%>

[B0-%D0%BA%D0%B0%D0%BC%D0%B5%D1%80%D0%B0](#)

2. Калашников С.Д. Физические основы проектирования сцинтилляционных гамма-камер. – М.: Энергоатомиздат. – 1985.
3. Медична інформатика: підручник для студентів медичних ВНЗ / за ред. В.Г. Книгавко. – Харків: ХНМУ, 2015. – 288 с
4. Медична інформатика в модулях: практикум / за ред. І.Є. Булах.- Київ: «Медицина», 2009. – 208 с.
5. Медицинская информатика: учебник / И.Е. Булах, Ю.Е. Лях, В.П. Марценюк, И.И. Хаимзон. – Київ: «Медицина», 2012. – 424 с.
6.
<https://res.in.ua/pidruchnik-dlya-studentiv-vishih-medichnih-zakladiv.html?page=12>
7. 1. Pal N. R. A review on image segmentation techniques / N. R. Pal, S. K. Pal // Pattern Recognition. – 1993. – № 9 (26). – P. 1277– 1294.
8.
<http://repo.knmu.edu.ua/bitstream/123456789/12984/1/%D0%A0%D0%BE%D0%B7%D0%B4%D1%96%D0%BB2-%D0%A2%D0%B5%D0%BC%D0%B03-%D0%92%D1%96%D0%B7%D1%83%D0%B0%D0%BB.doc>
9. <http://masters.donntu.org/2012/fknt/dryndik/diss/indexu.htm>
10. Solberg A. H. S. A Markov random field model for classification of multisource satellite imagery / A. H. S. Solberg, T. Taxt,
11. A. K. Jain // IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing. – 1994. – № 4 (32). – P. 768–778.
12. Dorigo M. The Ant System: Optimization by a Colony of Cooperating Agents / M. Dorigo, V. Maniezzo, A. Coloni // IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics – 1996. – Part B, 1(26). – P. 29–41.
13. Скобцов Ю. А. Сегментация изображений методом муравьиных колоний / Ю. А. Скобцов, С. А. Эль-Хатиб, А. И. Эль-Хатиб // Вестник Херсонского

- Национального Технического Университета. – Херсон, 2013. – № 1(46).
– С. 204–211.
14. Dorigo M. Optimization, learning and natural algorithms : PhD.thesis / Marko Dorigo. – Milano, 1992. – 25 p.
15. Dorigo M. Ant Colony Optimization / M. Dorigo, T. Stzle. – MIT Press, Cambridge, 2004. – 35 p.
16. Huizhi C. A Novel Image Segmentation Algorithm Based on Artificial Ant Colonies. / C. Huizhi, P. Huang, S. Luo // Medical Imaging and Informatics (MIMI) : Second International Conference, Beijing, August 14–16. – Berlin : Springer Verlag, 2007. – P. 52.
17. Berkeley Segmentation Dataset: Images [Electronic resource]. – Access mode: <http://www.eecs.berkeley.edu/Research/Projects/CS/vision/bsds/BSDS300/html/dataset/images.html> 9. Медицинская система OsiriX [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.osirix-viewer.com/>
18. Sarang Lakare, Arie E. Kaufman. 3D Segmentation Techniques for Medical Volumes // Center for Visual Computing, Department of Computer Science, State University of New York at Stony Brook.

