

# ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломного проекту (роботи)

**магістр**

(освітній (освітньо-кваліфікаційний) рівень)

на тему: **Метод аналізу структурних характеристик зображень  
у системах медичної інтроскопії**

Виконав: студент (ка) 6 курсу, групи РБм-61

напряму підготовки (спеціальності) \_\_\_\_\_

**163 «Біомедична інженерія»**

(шифр і назва напряму підготовки, спеціальності)

\_\_\_\_\_ Пшеничняк В.І.  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник \_\_\_\_\_ Ткачук Р.А.  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль \_\_\_\_\_ Дедів Л.Є.  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Рецензент \_\_\_\_\_  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України  
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя  
(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

Кафедра Біотехнічних систем

Освітньо-кваліфікаційний рівень Магістр

Напрямок підготовки -

(шифр і назва)

Спеціальність 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва)

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

Завідувач кафедри біотехнічних систем

Яворська Є.Б.

«    »

2019 р.

## ЗАВДАННЯ НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЕКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТУ

Пшеничнюку Володимирі Ігоровичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Метод аналізу структурних характеристик зображень у системах медичної інтроскопії

Керівник проекту (роботи) Ткачук Р.А., д.т.н., проф.

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

Затверджені наказом по університету від «23» жовтня 2018 року № 4/7-796

2. Термін подання студентом проекту (роботи) \_\_\_\_\_

3. Вихідні дані до проекту (роботи) \_\_\_\_\_

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

## 6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
<i>Спеціальна частина</i>	<b>Яворська Є.Б., зав. каф. «Біотехнічні системи»</b>		
<i>Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях</i>	<b>Осухівська Г.М., зав. каф. «Комп'ютерні системи та мережі»</b>		
<i>Обг-ння економічної ефективності</i>	<b>Клепчик В.М., ст. викл. каф. «Обладнання харчових технологій»</b>		
<i>Екологія</i>	<b>Зварич Н.М., доц. каф. «Обладнання харчових технологій»</b>		

## 7. Дата видачі завдання

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Термін виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
	<i>Отримання завдання</i>		
	<i>Спеціальна частина</i>		
	<i>Обґрунтування економічної ефективності</i>		
	<i>Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях</i>		
	<i>Екологія</i>		
	<i>Оформлення пояснювальної записки</i>		
	<i>Оформлення графічної частини</i>		
	<i>Попередній захист</i>		
	<i>Захист</i>		

Студент \_\_\_\_\_

(підпис)

Пшеничняк В.І. \_\_\_\_\_

(прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи) \_\_\_\_\_

(підпис)

Ткачук Р.А. \_\_\_\_\_

(прізвище та ініціали)

## АНОТАЦІЯ

Пшеничняк Володимир Ігорович. Метод аналізу структурних характеристик зображень у системах медичної інтроскопії. – Рукопис.

Дипломна робота магістра за спеціальністю 163 – біомедична інженерія, Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2019.

У дипломній роботі розроблено комп'ютерну імітаційну модель томографічного зображення, яка уможливорює імітацію заданого тестового зображення та подальше його використання при тестуванні алгоритмів опрацювання у системах медичної інтроскопії з метою покращення структурних характеристик.

Для вирішення проблеми підвищення якості комп'ютерних томограм запропоновано використовувати математичні методи обробки медичних зображень засобами MATLAB, які дозволяють отримати більш контрастні й детальні комп'ютерні томограми.

Ключові слова: системи медичної інтроскопії, медичне зображення, інтегральна геометрія Радона, реконструкція зображення, програмне забезпечення, Matlab.

## ANNOTATION

Pshenychnyak V. A method of images structural characteristics analysis in systems of medical introscopy. – Manuscript.

Master's thesis work on specialty 163 – biomedical engineering, Ternopil National Technical University named after Ivan Pul'uj, Тернопіль, 2019.

The master's thesis is devoted to the development of a method of analysis of rhythmic biosignals in biotechnical rehabilitation systems of early diagnostics.

In the thesis the computer simulation model of the tomographic image was developed, which makes it possible to simulate a given test image and further use it when testing algorithms for processing in medical introscopy systems in order to improve the structural characteristics.

To solve the problem of improving the quality of computer tomographs, it is proposed to use mathematical methods of medical image processing with MATLAB, which allow to obtain more contrasting and detailed computer tomograms.

Keywords: Medical system introscopy, medical image, Radon integral geometry, image reconstruction, software, Matlab.

## ЗМІСТ

ВСТУП .....	8
РОЗДІЛ 1. СТАН І ТЕНДЕНЦІЇ РОЗВИТКУ СИСТЕМ МЕДИЧНОЇ ІНТРОСКОПІЇ .....	11
1.1 Медична інтроскопія .....	11
1.2 Історичні аспекти розвитку томографії .....	14
1.3. Медичне зображення як об'єкт медичної інтроскопії .....	15
1.4 Формування рентгенографічного зображення .....	20
1.5 Цифрова рентгенографія .....	22
1.6 Принципи отримання зображень заданих перетинів .....	24
1.7 Теорія розсіювання рентгенівських променів .....	27
1.8 Променеві навантаження при КТ .....	29
1.9 Висновок до розділу 1 .....	31
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНІ ЗАДАЧІ У СИСТЕМАХ МЕДИЧНОЇ ІНТРОСКОПІЇ .....	33
2.1 Фізико-технічні основи комп'ютерної томографії та параметри якості медичних зображень .....	33
2.2 Перетворення X- променевих зображень .....	44
2.3 Отримання X- променевих проекцій .....	45
2.4 Висновок до розділу 2 .....	47
РОЗДІЛ 3. МЕТОДИ ПОКРАЩЕННЯ СТРУКТУРНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЗОБРАЖЕНЬ .....	48
3.1 Структурні характеристики зображення .....	48
3.2 Артефакти зображень в комп'ютерній томографії .....	49
3.3 Висновок до розділу 3 .....	57
РОЗДІЛ 4. КОМП'ЮТЕРНЕ ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ .....	59
4.1 Створення спрощеної математичної моделі заданого томографічного зображення .....	59

4.2 Отримання радонівського образу для заданого зображення .....	63
4.3 Реконструкція зображення .....	66
4.4 Підбір параметрів для покращення якості зображення .....	66
4.5 Методи обробки медичних зображень засобами MATLAB .....	69
4.6 Висновок до розділу 4 .....	74
<b>РОЗДІЛ 5. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА .....</b>	<b>75</b>
5.1 Метрологічне забезпечення медико-біологічних досліджень .....	75
5.2 Обґрунтування вибору прикладного забезпечення для розв'язування наукової задачі .....	78
5.3 Висновок до розділу 5 .....	83
<b>РОЗДІЛ 6. ОБҐРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ .....</b>	<b>84</b>
6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи ..	84
6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи .....	85
6.3 Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи .....	91
6.4 Висновок до розділу 6 .....	95
<b>РОЗДІЛ 7. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ .....</b>	<b>96</b>
7.1 Охорона праці .....	96
7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	99
7.3 Висновок до розділу 7 .....	102
<b>РОЗДІЛ 8. ЕКОЛОГІЯ .....</b>	<b>103</b>
8.1 Біологічна дія радіоактивного випромінювання .....	103
8.2 Норми радіаційної безпеки .....	106
8.3 Висновки до розділу 8.....	108
<b>ВИСНОВКИ.....</b>	<b>109</b>
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....</b>	<b>110</b>
<b>ДОДАТКИ.....</b>	<b>115</b>

## ВСТУП

Актуальність теми. Сучасні технології діагностики та лікування в системі охорони здоров'я представляють додаткові вимоги до рівня збору, зберігання, передачі та подання медичних даних. В значній мірі це відноситься до засобів медичної інтроскопії. Системи медичної інтроскопії на першому світовому рівні представлені цифровими технологіями. Це стосується як первинно цифрових методів, до яких відноситься цифрова рентгенографія, цифрова флюорографія, комп'ютерна томографія, оцифровка зображень після їх отримання на екрані РЕОП або ПЗС-матриці.

Насьогодні в променевій діагностиці виникли і стрімко розвиваються нові інформаційні технології, засновані на цифрових принципах обробки інформації (Антонов О.С. та ін., 2001). Це відноситься до засобів отримання променевих зображень, заснованим на високотехнологічних комп'ютерних рішеннях, їхньому представленні оператору і лікарю на відеомоніторах (Белова І.Б. та ін., 1999). Виникли нові комп'ютерні програми, що дозволяють отримувати діагностичні зображення в тривимірній графіці, в режимі анімації, модифікувати і отримувати приховані і раніше недоступні детальному аналізу структури і функції досліджуваних органів (Кармазановській Г.Г., 2008; Bankman I.N. et al., 2000).

Необхідно підкреслити, що наявність даних про попередні дослідження в значній мірі збільшує можливість раннього виявлення змін того чи іншого об'єкта дослідження (органу або «зони інтересу»), що підвищує чутливість і специфічність медичного зображення.

Серед засобів електронних способів обробки медичних зображень найбільш вживаними виявилися: широкий «плаваючий» діапазон сірої шкали, яскравості і контрастності, швидка інверсія зображення, крайове посилення, згладжування, обробка спрямованої гістограми і гістограми обраних площ (Варшавський Ю.В. та ін., 1997; Вейп Ю.А., 2005).



Заслужують на увагу методи якісної і кількісної оцінки рентгенограм, що відкриває шлях до стандартизації одержуваних зображень і автоматизації процесу (Буйлов В.М. 2004).

Променева діагностика незамінна при розпізнаванні захворювань легенів і середостіння (*лат. Mediastinum* – анатомічний простір в середніх відділах грудної порожнини). Вона також дозволяє визначити точну локалізацію ураження і поширеність процесу (Борисенко О.П., 2007). Тому метод комп'ютерної обробки аналогових медичних зображень з подальшим їх математичним аналізом є важливим.

Таким чином, проблема підвищення якості зображення в системах медичної інтраскопії потребує подальшого дослідження, а тому розроблення методу аналізу структурних характеристик зображень у системах медичної інтроскопії, який уможливить отримання оперативних відомостей про присутність різного роду змін на ранніх стадіях, необхідних лікареві для установлення діагнозу, є актуальною науковою задачею.

Мета і задачі дослідження. *Метою дослідження* є підвищення якості зображення в системах медичної інтраскопії шляхом комп'ютерної обробки отриманих зображень та подальшого їх математичного аналізу.

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

1. Провести аналіз відомих моделей медичних зображень та методів опрацювання їх для обґрунтування напрямку наукового дослідження.
2. Обґрунтувати метод статистичного опрацювання зображення на основі його моделі з метою виявлення нових інформативних ознак.
3. Розробити інформаційні технології обробки та аналізу оцифрованих томографічних зображень, що дозволяють візуалізувати і кількісно оцінити характер патологічних процесів організмі людини.
4. Використовуючи методи комп'ютерної обробки томографічних зображень, підвищити їх діагностичну інформативність у визначенні виявлених змін.
5. На основі принципів доказової медицини визначити і дати порівняльну оцінку діагностичної ефективності оброблених зображень.

*Об'єкт дослідження:* оцінювання структурних характеристик томографічного зображення для розширення можливостей комп'ютерних систем медичної інтраскопії.

*Предмет дослідження:* модель томографічного зображення.

*Методи дослідження* побудовано на базі принципів доказової медицини для обґрунтування моделі томографічного зображення і методів оцінювання його параметрів. Для програмної реалізації алгоритмів опрацювання використано пакет прикладних програм MATLAB.

Наукова новизна отриманих результатів. Розроблено метод комп'ютерного аналізу томографічних зображень, що забезпечує кількісну характеристику патологічних утворень у легенях. З позиції доказової медицини була визначена діагностична інформативність томографічних зображень і кількісна оцінка виявлених в них патологічних утворень. Доведено високу діагностичну інформативність отриманих зображень із застосуванням комп'ютерних технологій при виявленні патологічних змін у легенях.

Апробація результатів дисертації. Окремі результати роботи апробовано на Всеукраїнській студентській науково-практичній конференції «Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання» (м. Тернопіль, 2019 р.).

# РОЗДІЛ 1

## СТАН І ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ СИСТЕМ МЕДИЧНОЇ ІНТРОСКОПІЇ

### 1.1 Медична інтроскопія

У сучасній медицині активно використовуються складні приладові методи для діагностики. Діагностування – процес отримання інформації про параметри системи з метою визначення її стану. Відповідно, для медичної діагностики використовуються фізичні методи вимірювання параметрів тканин, органів, систем органів пацієнта для визначення відхилення їх стану від ustalenoї норми, тобто для постановки діагнозу про стан пацієнта. Фактично, фізичні методи медичної діагностики охоплюють методи і засоби вимірювання параметрів та методики інтерпретації даних дослідження, які дозволяють всебічне систематичне дослідження організму пацієнта для постановки діагнозу [1].

Класичні діагностичні дослідження в медицині, наприклад, визначення температури, розмірів і маси тіла, тиску крові, густини речовин, концентрації тощо, є фізичними вимірюваннями. Проте такі вимірювання вже не задовольняють потреби сучасної медицини. У сучасній медичній діагностиці зростають вимоги до типу та обсягів отриманої інформації про стан людського організму, що тягне за собою підвищення складності фізичних вимірювань. Це пов'язано як з розвитком нових методик для діагностування, так і з потребою виявлення захворювань людини на ранніх етапах. З іншого боку це дозволяє підвищити ефективність лікування пацієнтів і мінімізувати можливі негативні наслідки перебігу хвороби. Однак виявлення захворювань на ранніх етапах ускладнене необхідністю фіксувати все менші зміни параметрів досліджуваних об'єктів.

Зараз в медичній діагностиці широко застосовуються інтроскопічні методи, які дозволяють "зазирнути" усередину організму людини без проведення хірургічного розтину (неінвазивно). Термін інтроскопія (від лат.

*intro* – в середину і грец. *σκοπέω* – дивитися) виник від словосполучення "зазирнути всередину".

Сучасна медична інтроскопія має в своєму арсеналі сотні різноманітних приладів, що використовують рентгенівське випромінювання з енергіями від 10 до 100 кеВ (рентгенівська діагностика), гамма-випромінювання штучних радіоактивних ізотопів з енергіями 10-300 кеВ (ізотопна діагностика), інфрачервоне випромінювання людського тіла (тепlobачення) , оптичний діапазон випромінювань (ендоскопія). Ведуться дослідження з реєстрації випромінювання людським тілом радіочастотного діапазону (НВЧ-інтроскопія). Використовуються джерела НВЧ для отримання зображень внутрішніх структур організму на основі ядерного магнітного резонансу (ЯМР-інтроскопія) [8-10, 13].

Для отримання просторових розподілів характеристик тканин використовують взаємодію випромінювання із речовиною досліджуваного об'єкта. Випромінювання, які можуть бути використані для потреб інтроскопії, можна поділити на дві великі групи: 1) іонізуюче; 2) неіонізуюче.

Здебільшого отримані дані про просторовий розподіл характеристик тканин представляють як набір площин, що перетинають досліджувану область простору. Звідси частину методів сучасної медичної діагностики називають томографією (об'єднання двох грецьких слів: *τομοσ* – переріз і *γραφοσ* – писати) – пошарове дослідження внутрішньої структури об'єктів.

Накопичення даних, необхідних для візуалізації перерізу, вимагає вирішення багатьох фізичних і технічних проблем. Прикладом фізичних проблем є вибір типу взаємодії, методу дослідження. Як приклад технічних проблем можна навести забезпечення необхідного рівня чутливості та динамічного діапазону датчиків, їх швидкодії, однорідності магнітного поля, однаковості характеристик багатьох датчиків або підсилювачів, їх стабільність в часі тощо. У деяких випадках додаються певні ускладнення, пов'язані, наприклад, з обмеженням дозового навантаження на організм людини, зменшенням часу дослідження, особливо при візуалізації рухомих об'єктів, наприклад, серця. Непрямий характер отримання інтроскопічних зображень

вимагає особливо ретельного вибору математичних методів реконструкції томограм. Таким чином, медична інтроскопія, у тому числі томографія, є поєднанням фізичних, математичних, технічних, біологічних проблем, які слід вирішувати тільки в комплексі.

Сучасна класифікація томографії за фізичними принципами [13,19,20,21]:

- томографія з використанням акустичних хвиль;
- ультразвукова томографія (УЗТ);
- томографія з використанням іонізуючого випромінювання;
- рентгівівська томографія;
- рентгівівська комп'ютерна томографія (КТ);
- радіонуклідна емісійна томографія (використовується гамма-випромінювання);
- однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЕКТ);
- двофотонна емісійна або позитронно-емісійна томографія (ПЕТ);
- томографія з використанням електромагнітного неіонізуючого випромінювання;
- магніторезонансна томографія (МРТ);
- електроімпедансна томографія;
- оптична томографія.

Також використовують класифікацію за ознакою взаємного розташування джерела та приймача випромінювання відносно досліджуваного об'єкта:

- трансмісійна томографія – випромінювання від зовнішнього джерела реєструється після проходження крізь пасивний об'єкт дослідження і ослаблення в ньому (наприклад, у КТ), також може реєструватися відбиття (відлуння) зовнішнього зондувального випромінювання від внутрішніх структур досліджуваного об'єкта (наприклад, у УЗТ);
- емісійна томографія – реєструється випромінювання, що виходить з активного (випромінювального) об'єкта, тобто реконструюється просторовий розподіл джерел випромінювання в досліджуваному об'єкті (наприклад, ОФЕКТ, ПЕТ);
- комбіновані трансмісійно-емісійні методи – реєструється вторинне

випромінювання від об'єкта, який збуджується зовнішнім випромінюванням (наприклад, МРТ).

## 1.2 Історичні аспекти розвитку томографії [38,39,40,41]

Винахід рентгенівської томографії з обробкою одержуваної інформації на ЕОМ зробило переворот в області отримання зображення в медицині. Вперше повідомив про новий метод інженер *G. Hounsfield* (1972) [28]. Апарат, виготовлений і випробуваний групою інженерів англійської фірми "EMI", одержав назву ЕМІ-сканера. Його застосовували тільки для дослідження головного мозку.

*G. Hounsfield* у своєму апараті використовував кристалічний детектор з фотоелектронним помножувачем (ФЕП), проте джерелом була трубка, жорстко пов'язана з детектором, яка робила спочатку поступальний, а потім обертальний (1 о) рух при постійному включенні рентгенівського випромінювання. Такий пристрій томографа дозволяло отримати томограму за 4-20 хв.

Рентгенівські томографи з подібним пристроєм (*I покоління*) призмінювалися тільки для дослідження головного мозку. Це пояснювалося як великим часом дослідження (візуалізації тільки нерухомих об'єктів), так і малим діаметром зони томографіювання до (24 см). Однак одержуване зображення несло велику кількість додаткової діагностичної інформації, що послужило поштовхом не тільки до клінічного застосування нової методики, але і до подальшого вдосконалення самої апаратури.

Другим етапом у становленні нового методу дослідження був випуск до 1974 р. комп'ютерних томографів, що містять кілька детекторів. Після поступального руху, яке проводилося швидше, ніж у апаратів *I покоління*, трубка з детекторами робила поворот на 3-10 о, що сприяло прискоренню дослідження, зменшення променевого навантаження на пацієнта та поліпшення якості зображення. Однак час отримання однієї томограми (20-60 с) значно обмежувало застосування томографів *II покоління* для дослідження всього тіла зважаючи неминучих артефактів, що з'являються з-за довільних і мимовільних

рухів. Аксиальні комп'ютерні рентгенівські томографи даної генерації знайшли широке застосування для дослідження головного мозку в неврологічних і нейрохірургічних клініках.

Одержання якісного зображення зрізу тіла людини на будь-якому рівні стало можливим після розробки в 1976-1977 рр.. комп'ютерних томографів *III покоління*. Принципова відмінність їх полягала в тому, що було виключено поступальний рух системи трубка-детектори, збільшені діаметр зони дослідження до 50-70 см і первинна матриця комп'ютера (фірми "Дженерал Електрик", "Пікер", "Сіменс", "Тошиба", "ЦЖР"). Це призвело до того, що одну томограму стало можливим отримати за 3-5 с при обороті системи трубка-детектори на 360 о. Якість зображення значно покращився і стало можливим обстеження внутрішніх органів.

З 1979 р. деякі провідні фірми почали випускати комп'ютерні томографи *IV покоління*. Детектори (1100-1200 шт.) В цих апаратах розташовані по кільцю і не обертаються. Рухається тільки рентгенівська трубка, що дозволяє зменшити час отримання томограми до 1-1,5 с при повороті трубки на 360 о. Це, а також збір інформації під різними кутами збільшує обсяг отримуваних відомостей при зменшенні витрат часу на томограму.

У 1986 р. стався якісний стрибок в апаратобудуванні для рентгенівської комп'ютерної томографії. Фірмою "Іматрон" випущений комп'ютерний томограф *V покоління*, що працює в реальному масштабі часу. У 1988 р. комп'ютерний томограф "Іматрон" купила фірма "Пікер" (США) і тепер він називається "Фастрек".

Враховуючи зацікавленість клінік в придбанні комп'ютерних томографів, з 1986 р. визначився напрям по випуску "дешевих" компактних систем для поліклінік і невеликих лікарень (М250, "Меди-тек"; 2000т, "Шімадзу"; СТ МАХ, "Дженерал Електрик"). Володіючи деякими обмеженнями, пов'язаними з числом детекторів або часом та обсягом інформації, що збирається, ці апарати дозволяють виконувати 75-95% (у залежності від виду органу) досліджень, доступних "великим" комп'ютерним томографам. [45]

### 1.3 Медичне зображення як об'єкт медичної інтроскопії

Медичні зображення органів (*medical imaging*) – головне джерело інформації при встановленні діагнозу. З швидким зростанням загального рівня комп'ютеризації та технічного оновлення медико-профілактичних закладів України гостро постала проблема систематизувати набуту графічну інформацію, отриману в процесі діагностики, лікування та профілактики.

Усе різноманіття медичних зображень, незалежно від способів їхнього отримання, може бути віднесено до однієї з двох основних груп: аналогове і матричне зображення. До аналогових зображень відносяться ті, які несуть у собі інформацію безперервного характеру. Це зображення на звичайних рентгенограмах, сцинтиграмах, термограмах. Аналогові сигнали – це безперервні сигнали, у них присутньо багато зайвої інформації. До матричних зображень відносяться такі, які отримуються за допомогою комп'ютера. Вони мають у своїй основі матрицю, що міститься в пам'яті ПК. Матричними зображеннями є образи, що отримані при комп'ютерній томографії, цифровій рентгенографії, МР-томографії, ЕОМ-сцинтиграфії з комп'ютерною обробкою інформації, ультразвуковому скануванні. Таким чином, матричні зображення на відміну від аналогових мають дискретний характер. Оскільки в основі матричних зображень лежить комп'ютеризована технологія, вони стають доступними для різноманітної обробки на ЕОМ. Необхідно відзначити, що аналогові зображення можуть бути перетворені в матричні і, навпаки, матричні в аналогові. З цією метою застосовують спеціальні пристрої: аналого-цифрові і цифро-аналогові перетворювачі. Матричне зображення формується шляхом сканування електронним променем по рядках. Тим самим створюється можливість для сприйняття зображення в реальному часі. Для цього застосовується спеціальний дисплейний процесор, який через систему зв'язку (інтерфейс) підключений до основної ЕОМ. Пам'ять дисплейного процесора організована у вигляді матриці, кожному з елементів якої відповідає своя визначена ділянка дисплея. Подібна елементарна одиниця матричного зображення, якій відповідає занумерована ділянка пам'яті, отримала назву



«піксель» (від англійського pixel-picture element – елемент картини). Таким чином, уся площа екрану дисплея являє собою матрицю – сукупність пікселів. У променевої діагностиці площа дисплея може формуватися у вигляді наступних матриць:  $32 \times 32$ ,  $64 \times 64$ ,  $128 \times 128$ ,  $256 \times 256$ ,  $512 \times 512$ ,  $1024 \times 1024$ ,  $1024 \times 1280$  пікселів. Чим на більше число пікселів розбивається площа дисплея, тим вище розподільна здатність системи відображення [1].

Кожен піксель зображення записується в пам'яті дисплейного процесора різним числом біт – від 2 до 16. Чим більшою кількістю біт інформації представлений кожен піксель зображення, тим краще зображення за своїми зоровими властивостями і тим більше інформації воно містить про досліджуваний об'єкт. Так, 6-бітний піксель (байтова система запису пікселю), що найчастіше використовується в ультразвуковій діагностиці, містить  $2^6 = 64$  відтінків сірого кольору (від чорного до білого). У радіонуклідній діагностиці використовується переважно 8-бітний піксель, у ньому  $2^8 = 256$  градацій, тобто рівнів сірого. Неважко підрахувати, що матричне зображення  $64 \times 64$  пікселів у радіонуклідній діагностиці вимагає 4096 байт пам'яті, а зображення  $128 \times 128$  пікселів – 16384 байт.

Більш досконалі системи радіонуклідної діагностики мають зображення  $256 \times 256$  і навіть  $512 \times 512$  пікселів. Для формування таких зображень потрібно при 8-бітному пікселі близько 64 і 256 кілобайт пам'яті комп'ютера, відповідно. Збільшення обсягу задіяної пам'яті неминуче приводить до зниження швидкості обміну інформацією, що супроводжується збільшенням часу, необхідного для побудови кожного кадру зображення. Тому деталізовані растри ( $256 \times 256$  і  $512 \times 512$ ) застосовують переважно для отримання статичних зображень, тобто у діагностиці осередкових змін в органах, тоді як грубі растри ( $64 \times 64$  і  $128 \times 128$ ) використовують головним чином для динамічних досліджень.

1.3.1 Стандарт DICOM. Одночасно з проникненням в медицину комп'ютерних технологій, стала відчуватися потреба в комунікаційних можливостях, які дозволяли б:

– створювати мережу з існуючого цифрового обладнання для підвищення ефективності роботи і зниження затрат ручної праці;

- забезпечувати розширюваність простим підключенням нового обладнання до існуючої мережі;
- інтегрувати зображення і діагностичні дані для підвищення якості діагностики.

Універсальні комп'ютерні мережеві технології не мають можливості підключення різного медичного обладнання. Тому його виробники були змушені розробляти власні комунікаційні інтерфейси. Однак, у зв'язку з широким спектром використовуваного медичного обладнання різних виробників, виникла необхідність в комунікаційних стандартах.

В даний час в світі використовуються різні медичні комунікаційні стандарти: HL7, IEEE / Medix, X12, ASTM, NCPDP і інші. Вони охоплюють широке коло завдань, від інтерфейсу з лабораторним обладнанням до обміну інформацією між окремими клініками. Для забезпечення взаємної сумісності цих стандартів при комітеті HISPP (Health Informatics Standards Planning Panel) ANSI був створений підкомітет MSDS (Message Standards Developers Subcommittee). Область медичної комунікації була розділена на функціональні завдання, кожним у тому числі стала займатися своя робоча група, що представляє комітети по відповідним стандартам: модель даних - IEEE/Medix, міжорганізаційний обмін - X12N, внутрішньоорганізаційна адміністрація – HL7, клінічні результати – ASTM, фармакологія – NCPDP, зображення – ACR/NEMA (American College of Radiology / National Electrical Manufacturers Association). Для мінімальної зміни існуючих стандартів передбачається на основі загальної моделі даних уточняти області, в яких переважно використовувати той чи інший стандарт. Так стандарт HL7 передбачається використовувати для забезпечення інтерактивного обміну даними в шпитальній інфраструктурі, X12 - для роботи з медичною інформацією по комутованих лініях. В даний час ASTM і HL7 вже мають загальний формат для клінічних даних, а X12N розробляє формат включення повідомлень HL7 для впровадження детальних клінічних даних в формат X12.

Для передачі зображень найбільш широко використовується стандарт DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), розроблений

Американською колегією радіології та Національною асоціацією виробників електроніки (ACR / NEMA). Крім того, інші комунікаційні стандарти (HL7, X12) використовують формат стандарту DICOM для передачі зображень.

DICOM - Digital Imaging and Communication in Medicine (Цифрова Візуалізація і Зв'язок у медицині). Постійна діяльність у розробці стандартів. Спонсорується Американським Колледжем з Радіології (ACR) і Національною Асоціацією Виробників Електроніки (National Electronics Manufacturers Association - NEMA), яка складає 22 робочі групи.

Властивості DICOM. Одиниця даних - процедура візуалізації. Процедура включає в себе відбір зображень із специфічним призначенням, і включає специфікацію хвороби, органу, приладу візуалізації, контрастний агент, тощо. Стандарт DICOM є об'єктно-орієнтованим. Стандарти зображень поступають в DICOM з інших джерел TIFF, JPEG. Основні якості: 12, 16 біт на піксель, схеми для обробки в 3-х вимірних площинах (які непокриті іншими стандартами).

Стек – послідовність зображень, всі вони мають ті самі розміри, дуже часто, стек – послідовність зрізів 3-D об'єкта, може мати часову послідовність (фільм).

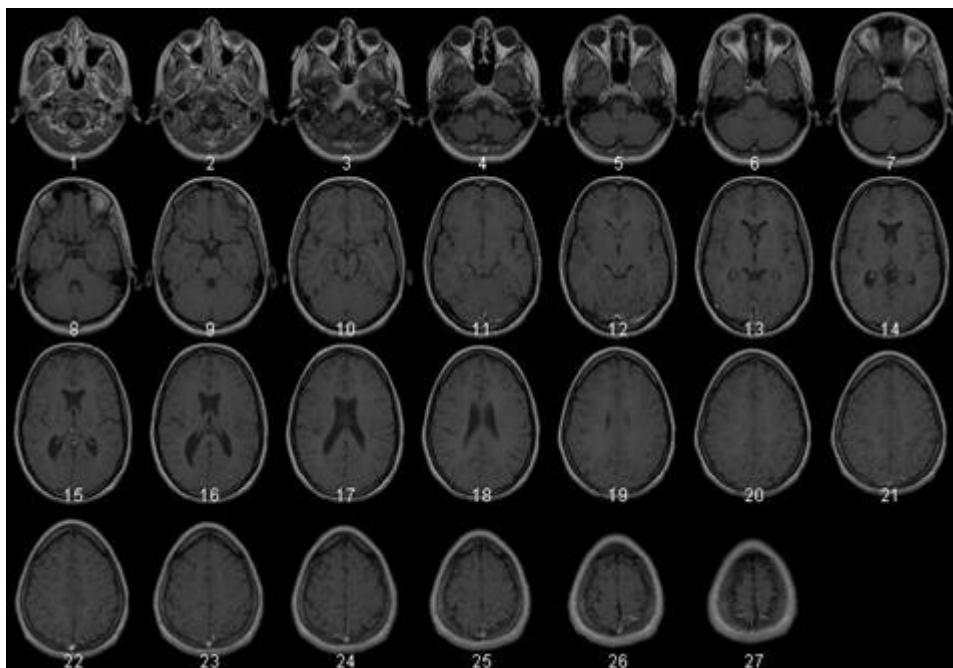


Рисунок 1.1 – Стек, який перетворено до монтажу

Об'єкти медичного зображення можна поділяти на тверді фрагменти (кістки) та фрагменти, що можуть бути деформовані (структури м'якої тканини); або на статичні фрагменти (череп) та динамічні (серце, рухомі з'єднання).

1.3.2 Методи отримання медичних зображень. Для отримання одно або двовимірних медичних зображень можна використовувати:

- електромагнітне випромінювання;
- ультразвук.

Методами отримання двовимірних медичних зображень є:

- цифрова радіологія;
- комп'ютерна томографія;
- ядерний магнітний резонанс;
- 2D-ультразвук.

Методами й джерелами тривимірних зображень є:

- послідовність радіологічних зображень або томографічне зображення динамічного об'єкта;
- об'ємне томографічне зображення частини нерухомого об'єкта.

Основні тенденції в розвитку технологій: Телемедицина, PACS. Напрямок назустріч складних систем це PACS - picture archiving and communications (компресування та передача зображень).

1.3.3 Діагностичні рішення. Можна мати дуже високу чутливість завдяки достовірності отриманої інформації, щодо кожної частки, які є ознаками захворювання (агресивне лікування). Це призведе до низької специфічності. Можна мати дуже високу специфічність завдяки вимогам дуже сильних ознак хвороби (консервативне лікування). Це призведе до низької чутливості. Метою покращеної технології діагностики є поліпшення чутливості та специфічності. Теорія ймовірності та математичної статистики є важливим інструментом при вивченні медичного зображення та розпізнання образів. Системи обробки зображення потребують компромісу між роздільною здатністю зображення, шумом, дозою опромінення та іншими факторами. Оцінка діагностичних систем може бути зроблена тільки завдяки використанню теорії ймовірності та

математичної статистики.

#### 1.4 Формування рентгенографічного зображення [37-40]

Рентгенографічне зображення формується в результаті взаємодії квантів Х-випромінювання з приймачем і являє собою розподіл квантів, які пройшли через тіло пацієнта і були зареєстровані детектором; Останні діляться на первинні (тобто ті, що пройшли через тіло пацієнта без взаємодії з тканинами тіла) і на вторинні кванти, що утворюються в результаті взаємодії з тканинами тіла пацієнта (див. рис. 1.2). Вторинні кванти, як правило, відхиляються від напрямку свого початкового руху і несуть мало корисної інформації. Корисну інформацію несуть первинні кванти. Вони дають інформацію про ймовірності того, що квант проходить через тіло пацієнта без взаємодії. Імовірність цієї події буде залежати від сукупності послаблень у всіх тканинах, що лежать на шляху поширення Х-променів. Оскільки отримане зображення є проекцією характеристики ослаблення в усіх тканинах, що лежать на шляху поширення Х-випромінювання. Точніше кажучи, зображення являє собою двовимірну проекцію тривимірного розподілу ослаблення Х-променів в тілі.

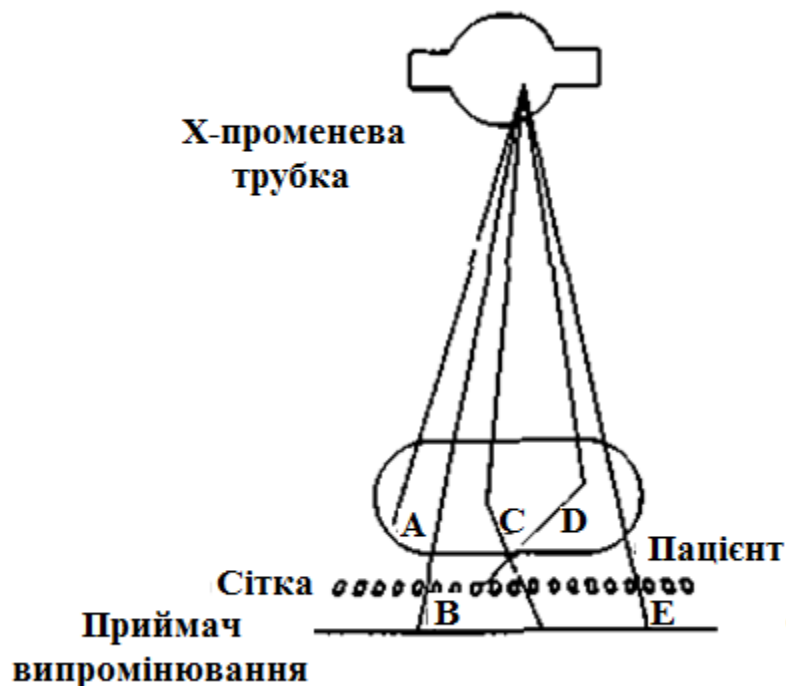


Рисунок 1.2 – Компоненти системи для отримання рентгенівських зображень. В і Е - кванти, які пройшли через тіло пацієнта без взаємодії; С і Д -

розсіяні кванти. Квант D відсівається сіткою, що перешкоджає розсіяному випромінюванню, а квант A поглинається в тілі.

Двовимірний перетин тривимірного розподілу щільності тканин можна отримати, застосовуючи метод класичної або комп'ютерної томографії.

## 1.5 Цифрова рентгенографія

Стандартні рентгенівські системи здійснюють формування і відображення інформації аналоговим шляхом. Аналогові системи часто мають дуже жорсткі обмеження на експозицію через малий динамічний діапазон, а також досить скромні можливості по обробці зображень. Однак на відміну від аналогових цифрові системи дозволяють отримувати зображення при будь-якому необхідному рівні дози, причому ці зображення можна обробляти і відображати самими різними способами. Такі системи є більш дорогими, ніж звичайні рентгенівські системи, однак у міру розвитку комп'ютерної техніки і систем візуалізації знаходять домінуюче застосування.

1.5.1 Цифрові рентгенографічні системи. На рис. 1.3 приведена блок-схема типової цифрової рентгенографічної системи. Рентгенівська трубка і приймач зображення пов'язані з комп'ютером і управляються ним, а отримане зображення запам'ятовується, обробляється (у цифровій формі) і відображається на екрані комп'ютера, що становить частину пульта управління. Аналогічні пульти управління можна застосовувати і в інших системах отримання зображення, наприклад на основі ядерного магнітного резонансу або комп'ютерної томографії.

В цифровій рентгенології можуть знайти застосування два класи приймачів зображення: приймачі з безпосереднім формуванням зображення і приймачі з частковою реєстрацією зображення, в яких повне зображення формується шляхом сканування або рентгенівським пучком, або на приймальній пристрій (скануюча проекційна рентгенографія). Всі розглянуті вище приймачі відносяться до першого класу, проте в цифровій рентгенографії застосовують лише підсилювач зображення, іонографічну камеру і пристрій з вимушеною люмінесценцією. Ці приймачі можуть безпосередньо формувати

цифрові зображення без проміжної реєстрації і зберігання. Характеристики даних приймачів зображень аналізувалися вище, тому доцільно відзначити лише основні відмінності між ними. Підсилювачі зображення не володіють найкращим просторовим дозволом або контрастом, проте мають високу швидкодію.



Рисунок 1.3 – Складові елементи цифрової системи отримання рентгенівських зображень

Системи отримання зображення зі скануванням рентгенівським пучком і приймачем мають важливу перевагу, яка полягає в тому, що в них виключно добре подавлюється розсіювання. У цих системах один коліматор розташовується перед пацієнтом з метою обмеження первинного рентгенівського пучка до розмірів, необхідних для роботи приймача, а інший – за пацієнтом щоб зменшити розсіювання. Проекційні рентгенограми синтезуються також сканерами комп'ютерної томографії і виконують допоміжну роль при виділенні відповідного перетину.

Головним недоліком скануючих систем є те, що велика частина корисної вихідної потужності рентгенівської трубки втрачається і що необхідні великі часи експозиції.

Використання скануючого приймача малого розміру викликає інтерес завдяки можливості зміни часу реєстрації в будь-якій області відповідно до існуючого рівня квантового шуму. При цьому можна забезпечити низький рівень шуму в області слабого пропускання випромінювання через організм, а також малу дозу в областях з високим пропусканням. Цей метод відомий як скануюча корекційна рентгенографія. Взагалі кажучи, цифрова рентгенографічна система буде мати дозвіл нижче, ніж система типу «екран - плівка», однак за умови узгодження розмірів матриці зображення і приймача в залежності від галузі медичного використання вказана обставина не буде істотною.

Число градацій в зображенні буде також залежати від медичного призначення.

Розміри матриці зображення визначаються вимогами, що пред'являються до пристроїв зберігання даних, тому може виникнути необхідність стиснення даних для зберігання великої кількості цифрових зображень з високою роздільною здатністю.

## 1.6 Принципи отримання зображень заданих перетинів

Стандартна рентгенограма дозволяє відразу ж виділити певні анатомічні особливості. Ребра, наприклад, видно у вигляді світлої структури, оскільки вони послаблюють рентгенівське випромінювання сильніше, ніж навколишні м'які тканини, так що в цих місцях фотоплівка отримує меншу експозицію, затіняючись ребрами. Відповідно заповнені повітрям легені виглядають як більш темні області.

Простий розрахунок дозволяє вказати ті тканини, які можна розрізнити з допомогою звичайної трансмісійної рентгенівської апаратури. Коефіцієнти лінійного ослаблення в повітрі, кістковій і м'язевій тканинах, а також в крові



мають відповідно такі значення:

$$\mu_{\text{вода}} = 0,$$

$$\mu_{\text{кістк.тканина}} = 0,48\text{см}^{-1},$$

$$\mu_{\text{м'язева.тканина}} = 0,180\text{см}^{-1},$$

$$\mu_{\text{крові}} = 0,178\text{см}^{-1}$$

для типового енергетичного спектра випромінювання рентгенівських апаратів. Ослаблення первинного рентгенівського пучка шаром м'якої тканини з порожниною всередині розміром 1 см можна обчислити безпосередньо, використовуючи вираз Вера:  $I(x) = I_0 \exp(-\mu x)$ .

У табл. 1.1 представлені відповідні результати для порожнини, заповненої різними речовинами.

Таблиця 1.1

**Контраст в рентгенівському зображенні, отриманому в трансмісивному режимі**

Матеріал, що заповнює порожнину всередині шару м'язевої тканини	$I(x)/I_0$ , $x=1$ см.	Різниця (%) по відношенню до м'язевої тканини
Повітря	1,0	+20
Кров	0,837	+0,2
М'язева тканина	0,835	0
Кістка	0,619	-26

Звичайні рентгенівські плівки дозволяють візуально легко розрізнити контраст близько 2%, так що ребро товщиною 1 см або ж заповнена повітрям трахея діаметром 1 см можуть бути візуалізовані. Однак кров в кровоносних судинах і інші тонкі структури м'яких тканин, такі, як деталі анатомічної будови серця, розрізнити за допомогою звичайного рентгенівського апарата не вдається. Дійсно, щоб зробити видимими кровоносні судини, в кров необхідно ввести рідку контрастну речовину, що містить сполуки йоду; ці речовини на певний час збільшують лінійний коефіцієнт ослаблення рідкого середовища до такої величини, що виникає необхідний контраст. Розсіювання рентгенівських

квантів призводить до зниження контрасту.

Наступною проблемою традиційної рентгенографії є втрата інформації про тривимірні властивості досліджуваного об'єкта на фотоплівці. Тривимірна структура тіла «сплющується» (проекується) в двовимірне зображення, що (хоча і не завжди) небажано, але в деяких випадках доводиться застосовувати й інші методи, такі, як стереорентгенографія або звичайна томографія, щоб відновити тривимірну інформацію.

Очевидно, що традиційна рентгенівська апаратура володіє двома великими недоліками: неможливістю розрізнення м'яких тканин і неможливістю виділяти просторові структури вздовж напрямку поширення рентгенівського випромінювання.

За допомогою комп'ютерної томографії можна виокремити плоский перетин тіла; при цьому рентгенівське випромінювання проходить крізь цей перетин лише в тих напрямках, які лежать всередині нього і паралельні цьому перетину (див. рис. 1.4).

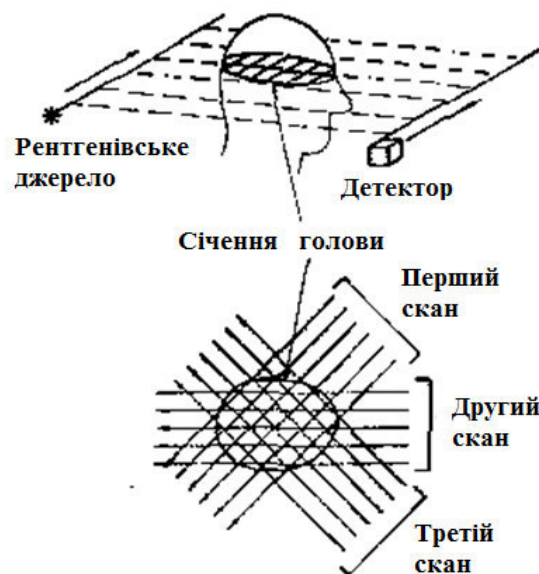


Рисунок 1.4 – Проста скануюча схема для трансаксіальної томографії. Гостро спрямований рентгенівський пучок проходить через об'єкт і реєструється на його протилежному боці. При бічному скануванні системи джерело – детектор формується одиночна проекція. Цикл сканування повторюється під багатьма кутовими ракурсами, в результаті чого формується необхідний масив проекційних даних.

Жодна частина тіла, розташована поза даним перетином, не взаємодіє з

рентгенівським пучком, і тим самим знімається проблема накладання паразитних зображень від різних глибин. Рентгенівське зображення, що отримується за допомогою комп'ютерної томографії, є зображенням деякого зрізу (товщиною зазвичай в кілька міліметрів), який як би фізично «вийняли» з організму і потім прозондували пройденими крізь нього рентгенівськими променями в напрямку, перпендикулярному площині зрізу. Отримані в результаті зображення відображають анатомічну структуру об'єкта в даному перетині з просторовим дозволом близько 1 мм і дозволом по щільності (коефіцієнтом лінійного поглинання) більше 1%.

### 1.7 Теорія розсіювання рентгенівських променів

**Процес розсіювання рентгенівських променів полягає в тому, що первинні промені при попаданні на речовину відхиляються від свого первісного напрямку і розсіюються за всіма напрямками.**

Існують дві теорії розсіювання рентгенівських променів:

1. Класична теорія, яка заснована на дослідженнях розсіювання відносно м'яких рентгенівських променів, що показали, що жорсткість розсіяного випромінювання збігається з жорсткістю первинних променів;

2. Квантова теорія, запропонована Комптоном і Дебаєм, заснована на більш пізніх дослідженнях розсіювання жорсткого випромінювання показали, що жорсткість розсіяного випромінювання менше жорсткості первинного випромінювання.

Класична теорія розсіяння рентгенівських променів.

За класичним уявленням явище розсіювання полягає в тому, що первинні промені викликають вимушені коливання слабо пов'язаних електронів, які самі стають при цьому центрами, які випромінюють вторинні розсіяні промені тієї ж довжини хвилі. Виходячи з таких уявлень можна знайти інтенсивність променів, розсіяних одним електроном.

Електрична складова  $E_p$  поля падаючої електромагнітної хвилі, яку приймемо лінійно поляризованої, повідомляє електрону прискорення:

$$\alpha = \frac{e}{m} E_P \quad (1.5)$$

З іншого боку, відомо, що загальний потік енергії, що випромінюється електроном, що рухається з прискоренням  $\alpha$ , тобто інтенсивність випромінювання, дорівнює:

$$I_3 = \frac{2}{3} \frac{\alpha^2 e^2}{c^3} \quad (1.6)$$

Підставляючи в (1.6) значення  $\alpha$  з (1.5), маємо:

$$I_3 = \frac{2}{3} \frac{e^4}{c^3 m^2} E_P^2 \quad (1.7)$$

Висловлюючи величину  $E_P$  – напруженість електричної складової хвилі потрапляють променів – через їх інтенсивність, виходячи з рівняння Умова – Пойнтинга:

$$I_P = \frac{c}{4\pi} E_P^2 \quad (1.8)$$

отримуємо остаточний вираз для інтенсивності розсіяного випромінювання одним електроном:

$$I_3 = I_P \frac{8\pi}{3} \frac{e^4}{c^3 m^2} \quad (1.9)$$

Крім величини коефіцієнта розсіювання, можна знайти також залежність інтенсивності розсіяного випромінювання від напрямку для поляризаційного і неполяризованого первинного випромінювання. Для визначення розсіювання в довільному напрямку в разі поляризованого первинного випромінювання розкладемо вектор електричного поля падаючої електромагнітної хвилі на дві

складові – паралельну і перпендикулярну даному напрямку. Тоді інтенсивність розсіяного випромінювання в цьому напрямку буде пропорційна квадрату перпендикулярної складової електричного вектору поля, так, як електрон, що рухається з прискоренням, не випромінює в напрямку прискорення. Якщо ми маємо неполяризоване промінь, то інтенсивність розсіяного випромінювання в певному напрямку може бути визначена таким чином. Нехай напрямок неполяризованого випромінювання та напрямок розсіяного збігаються з площиною малюнка і утворюють між собою кут  $\theta$ . Відомо, що всяке неполяризованим випромінювання можна розкласти на два перпендикулярних один одному поляризованих компонента. Електричний вектор одного компонента направляємо так, щоб він збігся з площиною первинного і розсіяного променів (з площиною малюнка), а вектор іншого компонента – перпендикулярно цій площині:

$$I_0 = \frac{8\pi}{3} \frac{e^4}{c^4 m^2} I_P \frac{1 + \cos^2 \Theta}{2} = I_3 \frac{1 + \cos^2 \Theta}{2} \quad (1.10)$$

Множник  $\frac{1 + \cos^2 \Theta}{2}$ , називається поляризаційним множителем і показує що найбільше розсіювання відбувається в напрямку первинного пучка і в зворотньому, а найменше – в площині, перпендикулярній до первинного пучка.[10,13]

## 1.8 Променеві навантаження при КТ

Під терміном «доза» в КТ прийнято розуміти кількість квантів рентгенівського випромінювання, що виникли в результаті гальмування електронів по речовині анода трубки або досягли поверхні детекторної лінійки.

Попри те, що КТ становить лише 2% всіх рентгенологічних досліджень, сукупний внесок цього методу в ефективну дозу опромінення при всіх медичних дослідженнях досягає 20%. Дозові навантаження в даний час

виражаються у вигляді ефективної дози опромінення, що обчислюється в мЗв. Ця розрахункова величина визначається як сума поглинених окремими органами доз, співвіднесення з радіаційної чутливістю цих органів. Ефективна доза опромінення при КТ може бути зіставлена з аналогічними дозами при інших видах опромінення, зокрема природному (фоновому) і опроміненні при звичайних рентгенологічних процедурах.

У порівнянні з рентгенологічними дослідженнями відносно висока доза опромінення при КТ визначається особливістю методу. Комп'ютерна томографія є дигітальним методом, тому реєстрація рентгенівського випромінювання і формування зображення є незалежними одна від одної процедурами. У тих випадках, коли величина рентгенівського випромінювання перевищує необхідний рівень, зображення не стає надмірно темним (як це спостерігається при рентгенографії), але лише незначно покращується через зменшення квантового шуму. Як результат цієї особливості, бажана якість зображення при КТ може досягатися за рахунок більш високого, ніж це необхідно, рівня опромінення пацієнта.

Вплив дози випромінювання на якість зображення при КТ полягає в зміні квантового шуму. Залежність дози та електронного шуму полягає в тому, що при збільшенні дози в 4 рази-шум пропорційно зменшується в 2 рази і навпаки. Необхідна доза випромінювання для отримання якісного зображення вибирається лікарем виходячи із завдань конкретного дослідження, набутого досвіду, відомостей з наукової літератури, а також з урахуванням конституції пацієнта. Доза опромінення, одержувана пацієнтом, прямо залежить від кількості рентгенівського випромінювання або сили струму (мА) і часу сканування (с). Два цих параметра утворюють величину, відому як експозиція (мАс). Як правило, сила струму може змінюватися східчасто, від 20-60 мА до 400 мА і більше. Час сканування залежить від швидкості обертання рентгенівської трубки і кута, необхідного для збору проекційних даних (180°, 360°).

Незважаючи на те, що для отримання комп'ютерної томограми в принципі достатньо сектора, рівного 180°, оптимальне співвідношення

сигнал/шум і необхідна роздільна здатність досягається при збільшенні сектора сканування до 360°. Тому стандартні томограми (наприклад, грудної клітки) зазвичай отримують при куті обертання трубки 360° і часі сканування 1-2 с. Використання половинних (180°) сканів є доцільним при необхідності виключно швидкого сканування, зокрема, при агіографічних дослідженнях. Однак введення в практику нових установок, що дозволяють зменшити час одного циклу повного (360°) обертання до 0,5-1,0 с практично усувають необхідність застосування половинних сканів. Так як час сканування в більшості випадків залишається постійною величиною, рентгенолог змушений досягати компромісу між дозою опромінення і рівнем електронного шуму за допомогою зміни сили струму. В таблиці 1.2 наведено дози опромінення під час рентген діагностики.[10]

Таблиця 1.2

**Таблиця значень променевих навантажень від рентген діагностики**

Вид дослідження	Ефективна доза, мкЗв					
	70 кВ		80 кВ		100 кВ	
Напруга на трубці	Прям.	Біч.	Прям.	Біч.	Прям.	Біч.
Вид знімку	Прям.	Біч.	Прям.	Біч.	Прям.	Біч.
Рентгеноскопія	3500	3500	3000	3000	2500	2500
Рентгенографія(зчут.0,008 мГр)	160	180	120	150	100	120
Флюорографія (з чут. 0,1-0,2 мГр)	1500	1600	1000	1300	600	800
Флюорографія (з чут. 0,03-0,05 мГр)	600	800	500	600	300	400
Цифрова флюорографія (3-6 мкГр)			50	65		
Поздовжня томографія	100-120 кВ					
Комп'ютерна томографія	100-120 кВ					

### 1.9 Висновок до розділу 1

Аналіз стану проблеми вказав на те, що у сучасній медичній діагностиці зростають вимоги до типу та обсягів отриманої інформації про стан людського організму, що тягне за собою підвищення складності фізичних вимірювань.

Вимагають вирішення фізичні та технічні проблеми, які виникають у системах медичної інтроскопії і пов'язані із накопиченням даних, необхідних

для візуалізації перерізу. А це в свою чергу вказує на необхідність подальшого удосконалення систем медичної інтроскопії та уможливлення їх подальшого застосування для оцінювання функціонального стану людини в напрямі підвищення точності, покращеної роздільної здатності, автоматичності, інтерактивності та функціональної ефективності.

Для вирішення поставленої задачі підвищення якості зображень у системах медичної інтроскопії необхідно побудувати математичну модель, яка описує взаємодію рентгенівського випромінювання з біологічним середовищем.



## РОЗДІЛ 2

### МАТЕМАТИЧНІ ЗАДАЧІ У СИСТЕМАХ МЕДИЧНОЇ ІНТРАСКОПІЇ

2.1 Фізико-технічні основи комп'ютерної томографії та параметри якості медичних зображень

2.1.1 Фізичні параметри сканування. Фізичні параметри сканування (напруга генерування, експозиція) визначають співвідношення сигнал / шум і дозу опромінення. Величина електронного шуму обернено пропорційна кількості абсорбованих фотонів випромінювання, тобто від проникаючої здатності випромінювання (кВ) і кількості квантів, що досягають детектори (мАс). Електронний шум проявляється на томограмах у вигляді зернистості і може перебивати зображення анатомічних структур.

Збільшення часу сканування не може бути способом підвищення кількості випромінювання. Виникаючі при значній витримці динамічні артефакти від руху серця, великих судин, мимовільних дихальних рухів і переміщень пацієнта значно погіршують якість дослідження. Тому зменшення електронного шуму досягається за рахунок підвищення значень напруги і сили струму.

В одному з досліджень показано, що при збільшенні показників напруги (кВ) і сили струму (мА) від 120/100 до 140/170 рівень електронного шуму знизився на 30%, причому суб'єктивна оцінка таких зображень була вище в 80% спостережень. До збільшення дози опромінення призводить підвищення параметрів генерування випромінювання.

При стандартній КТ (колімація 1,5 мм, відстань між зрізами 10 мм) ефективною дозою буде доза близько 0,98 мЗв. Що приблизно в 6,5 разів менше, ніж при стандартній КТ (колімація і крок столу 10 мм), при якій ефективна доза досягає 6,5 мЗв.[1,2,3,4]

2.1.2 Товщина томографічного шару. Товщина томографічного шару при

КТ повинна бути мінімально можливою і зазвичай становить 1-2 мм. При зменшенні товщини шару зменшуються розміри в досліджувальній ділянці і, таким чином збільшується просорова роздільна здатність уздовж поздовжньої осі сканування. Тому, на класичних томограмах контури, невеликих за розміром анатомічних структур, є нечіткими, розпливчастими (вплив часткового об'ємного ефекту). При зменшенні товщини зрізу контури стають більш різкими. Такого роду ефект добре спостерігається, наприклад, при дослідженні елементів легень, зокрема дрібних бронхів.

На тонких зрізах значно важче простежити розташування судин і бронхів. На товстих зрізах судину, розташовану в площині сканування, зображується як судина, тобто як лінійної форми структура певної товщини. На тонкому зрізі більшість судин зображуються як вогнища округлої або овальної форми, оскільки тільки невелика їх частина розташована в площині зрізу. Це викликає утруднення при інтерпретації і залежить від кваліфікації лікаря.

Крім того, на тонких зрізах діаметр судин, розташованих паралельно площині сканування, може бути менше (зменшення часткового об'ємного ефекту при зменшенні колімації) ніж на товстих. На товстих зрізах показники стінок судин та прилеглої до них легеневої тканини накладаються у відповідних векселях, що призводить до візуального збільшення діаметра таких судин. На тонких зрізах цей ефект усувається і розмір судин наближається до їх реальних розмірів.[5,6]

2.1.3 Побудова зображення. Основою для формування зображення поперечного перерізу досліджуваного об'єкта є електронна матриця томограми. Такого виду зображення представляється як напівтонове і складається з різних відтінків сірого кольору, або таблицею розподілу абсолютних значень коефіцієнтів послаблення в матриці томограми.

У першому випадку результат сканування виводиться на монітор, де кожного пікселя присвоюється певний відтінок сірої шкали в залежності від величини коефіцієнта послаблення. Низьких значень відповідають більш темні ділянки, високим – світліші. Так, наприклад, повітря – ділянка темного (чорного) кольору, м'які тканини і кровоносні судини – сірого, кістки – світло-

сірого або білого.

Крім власного числові значення коефіцієнтів послаблення можуть бути представлені у вигляді таблиці на екрані монітора або на папері після їх роздрукування за допомогою принтера. іноді застосовується Для уточнення класичних показників, зокрема при виявленні «звাপнінь» в патологічних утвореннях часом застосовують дослідження просторового розподілу абсолютних значень коефіцієнтів послаблення [7].

2.1.4 Матриця томограми. В результаті вимірів, за допомогою детекторів послабленого рентгенівського випромінювання, електричні сигнали перетворюються (коднуються) у цифрові значення коефіцієнтів послаблення, які розподіляються в електронній матриці томограми. Матриця томограми являє собою електронну таблицю з рівною кількістю рядків і стовпців. Матриця відображає просторовий розподіл коефіцієнтів послаблення в досліджуваному шарі. Спочатку в матрицю записуються коефіцієнти послаблення в кожній з використаних проєкцій. Сукупність всіх вихідних коефіцієнтів послаблення утворює, так звані, проєкційні дані (необроблені). Далі, з набору проєкційних даних, формується єдина матриця поперечної томограми. Кінцеве число, записане у кожній комірці матриці, є результатом обчислення середнього значення коефіцієнта послаблення у використаних проєкціях за допомогою використання алгоритму реконструкції томографічного зображення. Матриця томограми складається з елементарних комірок – векселів. У кожен вексель записуються сумарні коефіцієнти послаблення рентгенівського випромінювання, зібрані детекторами в різних проєкціях і виражені в числах Гаунсфілда. Грань векселя розташовується паралельно площині сканування. Розміри визначають просторову роздільшу здатність в поперечній (аксіальній) площині сканування. Чим менше розміри, тим вище роздільна здатність і навпаки (тобто зменшенні окремих елементів підвищує чіткість і однорідність зображення).

Грані, паралельні поздовжній осі сканування (вісь  $z$ ), визначаються величиною колімації або, в послідовній КТ, товщиною томографічного шару. Чим менше величина колімації, тим менше «поздовжній» розмір векселя і

навпаки. Зменшення величини колімації призводить до збільшення просторової роздільної здатності уздовж поздовжньої осі сканування за рахунок обмеження часткового об'ємного ефекту. (див. рис 2.1).

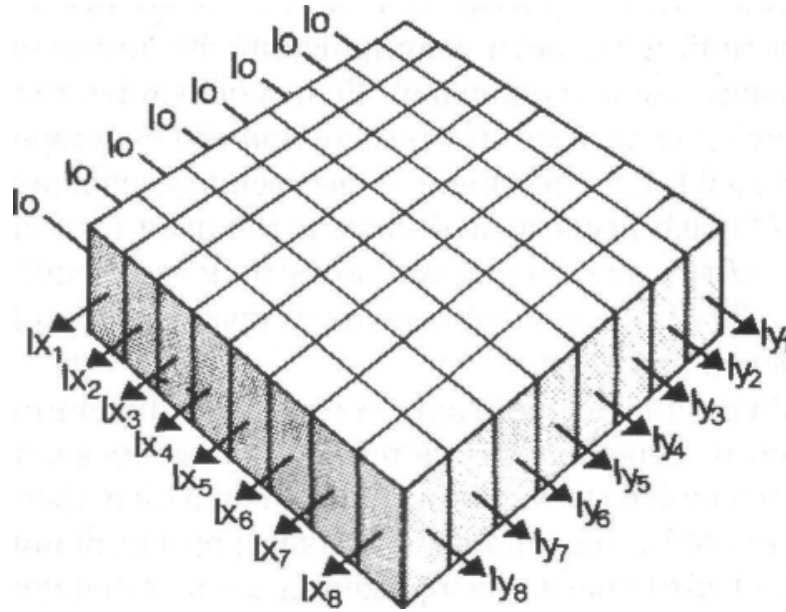


Рисунок 2.1 – Матриця томограми складається з елементарних комірок – вокселів чи елементів об'єму. Грань вокселя, яку утворює «поверхня» матриці, відповідає пікселю – елементу картини.

В ідеальній моделі матриця комп'ютерної томограми повинна складатися з вокселів правильної кубічної форми. При цьому роздільна здатність в поперечній і поздовжньої площини буде однаковою. Такі зображення називають ізотропними. На практиці отримати такий результат украй складно. При звичайному дослідженні грудей та органів тазу величина колімації  $i$ , отже, величина граней вокселя уздовж поздовжньої осі сканування, становить 10 мм. При величині поля зображення 35 см, що є достатнім для отримання зображення, розміри пікселя в стандартній томографічній матриці складають 0,68 мм. Кожен воксель в цьому випадку має форму паралелепіпеда, але не куба, витягнутого уздовж поздовжньої осі сканування. Тому, роздільна здатність в поперечній площині сканування значно більше, ніж в поздовжній. При зменшенні товщину шару до 1 мм, наприклад, при стандартному КТ, це

розходження істотно зменшиться. Однак, досліджувати настільки тонкими шарами весь об'єм анатомічної області, близько 20-25 см, неможливо через надвисоке променеве навантаження (див. рис.2.2).

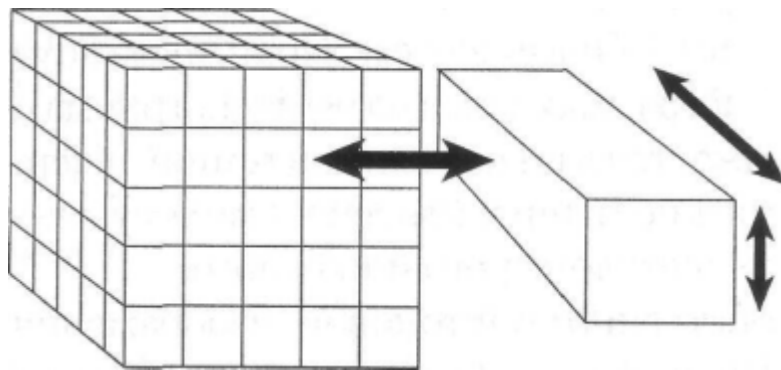


Рисунок 2.2 – Обсяг вокселів визначається величиною колімації (d) і вибраним полем зображення від діаметра якого залежать розміри пікселя (p)

Відмінності в просторовому вирішенні уздовж різних площин сканування є однією з найважливіших причин низької інформативності стандарту реформації при КТ. Лише при мінімальній товщині шару можна отримати оптимальне зображення (в сагітальній чи фронтальній площинах), але при дослідженні такого великого об'єкта як грудна клітка для цього буде потрібно значна кількість томографічних зрізів. Реальна перспектива вирішення цієї проблеми полягає у використанні багатошарової спіральної КТ, при якій з'являється можливість зменшити товщину прилеглих томографічних шарів до 1-2,5 мм.[8]

2.1.5 Алгоритм реконструкції комп'ютерного зображення. Способи обчислення коефіцієнтів послаблення і розподілу їх в томографічній матриці визначаються математичними програмами - алгоритмами реконструкції. Основу алгоритму реконструкції складають програми для зворотного проектування і згортки. Результатом зворотного проектування є серія так званих проєкційних або сирих даних. Наступним етапом є додаткова математична обробка проєкційних даних для модифікації окремих параметрів зображення. Тут оператором довільно обирається необхідний фільтр реконструкції, який визначений заздалегідь, до початку сканування, якщо він

ще не включений «за замовчуванням» у обрану програму сканування. Однак, навіть по закінченню сканування, за наявності в пам'яті комп'ютера проєкційних даних, можна модифікувати вже отримані зображення після застосування іншого фільтра.(див. рис.2.3).



Рис. 2.3. Принцип застосування алгоритму реконструкції (фільтра) для побудови зображення

У сучасних КТ установок використовується термін «фільтр реконструкції», а також за аналогією – ядро реконструкції, ядро згортки, робочий фільтр та інші. Фільтри реконструкції можуть мати не тільки назви, але й порядкові номери, наприклад, від 1 до 5, від 1 до 9 або від 10 до 99.

Фільтри реконструкції визначають роздільну здатність у поперечній площині  $XU$  за допомогою згладжування або, навпаки, підкреслення контурів. Згладжування зображення знижує рівень електронного шуму, а підкреслення контурів підвищує зернистість, неоднорідність зображення за рахунок збільшення рівня шуму. Також, застосування фільтра реконструкції уможливорює зменшення впливу артефактів, наприклад, металеві об'єкти, які розташовані у зоні сканування.

При дослідженні органів тазу та ШКТ алгоритм реконструкції має важливе практичне значення. Судини і м'які тканини середостіння, печінки та шлунку, які мають досить низьку контрастність, доцільно досліджувати за допомогою стандартного (м'якотканиного) алгоритму. Тканини печінки відрізняються високою контрастністю, тому застосування цього алгоритму

дозволяє значно збільшити просторову роздільну здатність. Саме на цьому ґрунтується застосування алгоритмів.[8]

2.1.6 Параметри експозиції для одержання зображення комп'ютерної томографії. Величина експозиції (мАс) відображає кількість квантів рентгенівського випромінювання, що досягає об'єкт дослідження, і виражається у вигляді сили струму (мА) в одиницю часу (с). Цей параметр визначають співвідношення сигнал-шум і дозу опромінення пацієнта. Збільшення експозиції необхідно при дослідженні пацієнтів з надмірною вагою для зменшення електронного шуму чи при прицільному скануванні найбільш щільних областей, таких як верхівки легень, печінка, жовчний міхур. У той же час збільшення експозиції приводить до зростання променевого навантаження на пацієнта, тому в практичній роботі необхідно досягти компромісу між мінімально можливою величиною експозиції та достатньою якістю одержуваного зображення. Основне застосування ці дослідження отримали при дослідженні дітей і при скринінговому обстеженні пацієнтів з передбачуваними новоутвореннями в печінці. В цілому, оптимальна величина сили струму при стандартному дослідженні печінки на сучасних установках для спірального сканування не повинна перевищувати 100 мА, а її конкретна величина визначається в основному масою пацієнта і суб'єктивним враженням лікаря про якість одержуваного зображення.[2]

2.1.7 Числа Гаунсфілда. Шкала Гаунсфілда (денситометричних показників, HU) – шкала лінійного послаблення випромінювання по відношенню до дистильованої води, рентгенівська густина якої була прийнята за 0 HU (при стандартних показниках тиску таі температури). Для матеріалу X з лінійним коефіцієнтом послаблення  $\mu\{X\}$ , величина HU визначається за виразом:

$$HU = \frac{\mu_X - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}} \times 1000 \quad (2.1)$$

де,  $\mu_{water}$  – лінійний коефіцієнт послаблення для води;

$\mu_{air}$  – лінійний коефіцієнт послаблення для повітря;

$\mu_x$  – лінійний коефіцієнт послаблення речовини.

Таким чином, одна одиниця Гаунсфілда відповідає 0,1% різниці в послабленні випромінювання між водою і повітрям, або приблизно 0,1% коефіцієнта послаблення води, так як коефіцієнт послаблення повітря практично дорівнює нулю.

Стандарти, зазначені вище, були обрані для практичного застосування в комп'ютерній томографії живих організмів (у тому числі людини), тому що їх анатомічні структури значною мірою складаються з зв'язаної води.

Таким чином, число Гаунсфілда для води складає 0 HU, а для повітря – 1000 HU. Верхня межа чисел Гаунсфілда є варіабельною. Вона визначається можливостями системи реєстрації ослабленого випромінювання. У сучасних апаратах діапазон чисел Гаунсфілда досягає 4096 HU. Це означає, що за допомогою КТ теоретично можливо розрізнити анатомічні структури, що розрізняються за ступенем поглинання рентгенівського випромінювання на 0,024% ( $1/4096 \times 100\% = 0,024\%$ ).

Сукупність чисел Гаунсфілда становить шкалу Гаунсфілда. Як вже було показано, нульове значення числа Гаунсфілда відповідає коефіцієнту послаблення рентгенівського випромінювання води в нормальних умовах. Нижньою межею шкали є числове значення коефіцієнта послаблення рентгенівського випромінювання повітрям і дорівнює -1000 HU. Найбільші значення коефіцієнтів послаблення реєструються в пірамідах скроневої кістки. Значення відносної густини для більшості паренхіматозних органів складають +(30...70) HU, крові в судинах і камерах серця +(40...45)HU, наприклад, для печінки +(15...80)HU. Відносна густина жирових тканин менша від густини води і коливається в межах -(30...120)HU. Теоретично числа Гаунсфілда повинні бути прямо пропорційні коефіцієнтам послаблення. Але на точність вимірювань впливають різного роду артефакти. Крім того, обчислені коефіцієнти послаблення істотно залежать від типу томографа, умов сканування, напруги генерації випромінювання та експозиції та ін. Тому, з



діагностичною метою, числа Гаунсфілда необхідно використовувати з обережністю. Практичне значення мають не стільки абсолютні значення чисел Гаунсфілда, скільки можливість розмежування досліджуваних біооб'єктів на однорідні і неоднорідні, а також виявлення в них м'якотканинних структур, жирових включень, рідин або звапнінь тощо.

Можливість не тільки візуально вивчати досліджуваний об'єкт, а й проводити прямий денситометричний аналіз з вимірюванням коефіцієнтів послаблення в одиницях Гаунсфілда є істотною перевагою КТ порівняно із звичайним рентгенологічним дослідженням. При аналізі рентгенівських знімків денситометрія також можлива, однак вона є непрямий, опосередкованою. Вона заснована на зіставленні ступеня почорніння рентгенівської плівки цікавить області та обраного еталона, наприклад, алюмінієвого клина. У КТ здійснюється пряма денситометрія у вигляді виміру і зіставлення коефіцієнтів лінійного послаблення досліджуваних структур. Це уможливить підвищення об'єктивності дослідження на відміну від звичайної рентгенографії та інших методів променевої діагностики.[9]

2.1.7 Коефіцієнт лінійного послаблення. Ефект послаблення випромінювання – виникає в результаті втрати енергії випромінювання при проходженні його через середовище та взаємодії з нею. Цей процес може бути виражений кількісно, за допомогою коефіцієнта лінійного послаблення. Величина коефіцієнта залежить від вихідної енергії фотонів випромінювання, а також від хімічного складу і фізичної щільності речовини. Різний ступінь послаблення рентгенівського випромінювання лежить в основі контрасту рентгенівського зображення, тобто можливості розрізняти окремі об'єкти дослідження залежно від їх хімічних і фізичних властивостей. У КТ, особливо при дослідженні м'яких тканин, значення коефіцієнту послаблення значною мірою залежить від фізичної густини речовини.

Для виведення закону послаблення уявімо, що пучок монохроматичного випромінювання з довжиною хвилі  $\lambda$  і інтенсивністю  $I$  проходить через пластинку товщиною  $d$ . Виділимо всередині пластинки досить тонкий шар товщини  $dx$ , в якому послаблення можна було б вважати пропорційним

товщині цього шару. Тоді відносне послаблення інтенсивності променів у виділеному шарі визначиться рівнянням:

$$\frac{dI}{I} = -\mu dx, \quad (2.2)$$

де  $I$  – інтенсивність променів на кордоні виділеного шару;

$\mu$  – лінійний коефіцієнт послаблення;

$dx$  – тонкий шар пластинки.

Знак мінус у правій частині рівняння вказує на те, що інтенсивність променів, які пройшли через шар речовини  $dx$ , зменшується. Інтегруючи рівняння (2.2), отримуємо:

$$\ln I = -\mu x + C \quad (2.3)$$

Визначимо постійну інтегрування: при  $x = 0, I = I_0$ , звідси  $\ln I_0 = C$ . Тоді  $\ln I - \ln I_0 = -\mu x$ . Отже, остаточно:

$$I = I_0 \exp(-\mu x) \quad (2.4)$$

Коефіцієнт  $\mu$  називають лінійним коефіцієнтом послаблення. Його величина залежить від атомного номера поглинаючої речовини і довжини хвилі рентгенівського випромінювання. З виразу (2.3) можна визначити розмірність лінійного коефіцієнта послаблення  $[\mu] = L^{-1}$ .

У реальному дослідженні вимірюється безліч коефіцієнтів послаблення, відповідно кількості детекторів, в кожній використаній проекції. Фундаментальним способом обчислення коефіцієнтів послаблення є метод фільтрованих зворотних проекцій, який використовується в більшості обчислювальних машин КТ-установок.[2,9,10]

2.1.9 Якість медичного зображення. Якість медичного зображення

визначається: контрастністю, яскравістю, шумом і розмитістю.

1. Контраст – відношення різниці інтенсивності рентгенівського зображення до фону. Контраст рентгенівського зображення в крапці з координатами  $x$  і  $y$ :

$$K_p = \frac{I(x, y) - I_\phi}{I_\phi}, \quad (2.5)$$

де  $I(x, y)$  - інтенсивність рентгенівського випромінювання в точках, які знаходяться всередині тіні локальної неоднорідності,  $I_\phi$  – інтенсивність в області фону.

Контраст, що забезпечує задану вірогідність виявлення об'єкту, і визначається заданими параметрами зображення, а також умовами часу спостереження, прийнято називати пороговим контрастом, тобто мінімальний сприйманий оком.

2. Розмитість зображення отриманого на краях об'єкту в рентгенограмі. Класифікується на:

а) геометрична розмитість, обумовлена кінцевими розмірами фокусної плями трубки:

$$U_2 = f \frac{l_e}{l_\phi} \quad (2.6)$$

де  $f$  – ефективний лінійний розмір фокусної плями,  $l_\phi$ ,  $l_e$  – відстань від об'єкта до фокуса трубки і перетворювача екрану зображення відповідно.

З цього співвідношення виходить, що для зменшення геометричної невідповідності потрібно використовувати трубки з мінімальним фокусом і розташовувати об'єкт дослідження ближче до перетворювача зображення і далі від джерела рентгенівського випромінювання.

б) динамічна розмитість – виходить при отриманні знімків рухомих об'єктів, а також у разі вібрації трубки і приймача рентгенівського

випромінювання. Якщо швидкість руху рівна  $V$ , то при часі експонування  $t$ :

$$U_{\partial} = \frac{l_{\phi} + l_e}{l_{\phi}} \int_0^t V_t dt \quad (2.7)$$

в) морфологічна розмитість – зображення через внутрішню будову просвічуваного органу.

3. Шуми зображення розрізняють у вигляді «дрібних плям» – ВЧ завади та «крупних плям» – НЧ складові в електронному і електронно-оптичному трактах рентгенівських апаратів.

4. Яскравість зображення – відношення сили світла елемента поверхні, яка випромінює, до площі проекції цього елемента на площину, перпендикулярну напрямку спостереження. Часто використовують вираз для визначення контрасту яскравості:

$$K = \frac{B_0 - B_{\phi}}{B_{\phi}} \quad (2.8)$$

де  $B_0$  – яскравість об'єкту,  $B_{\phi}$  – яскравість фону ( $B_0 \gg B_{\phi}$ ) [11,12]

### 2.3 Перетворення X-променевих зображень

Візуальну структуру зображення замінюють з метою покращення його зовнішнього вигляду. Перетворення зображення може призвести до втрати корисної інформації, тому для цього широке застосування отримали фільтраційні застосування із поділом на наступні групи:

1. Змінюваність яскравості та контрастності зображення – відбувається зміна структурних характеристик, що видно на гістограмі.

2. Вирівнювальні фільтри – доведення структурних характеристик до досконалості при нерівномірному фоні.

3. Згладжувальні фільтри – фільтрація шумових ефектів та завад.

4. Деталізаційні фільтри – підсилюється чіткість зображення із виділенням контурів досліджувальних об'єктів тощо.

## 2.5 Отримання X-променевих проєкцій

За працями Й. Радона [1] скановане зображення геометрично інтерпретується як двовимірна функція  $f(x, y)$ , яка описує розподіл щільності речовини по перерізу площиною досліджувального біооб'єкту. Інтеграл чи проєкція цієї функції за прямими  $L$  є радонівським образом  $R(s, \varphi)$  досліджувального біооб'єкту, а його визначення — перетворенням Радона.

$$R(s, \varphi) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \varphi + y \sin \varphi - s) dx dy.$$

Отриманий вираз є математичним описом отримання X-променевих проєкцій експериментально.

Реконструкційні алгоритми в основі своїй мають геометричну схему отримання проєкційних даних (див. рис. 2.4).

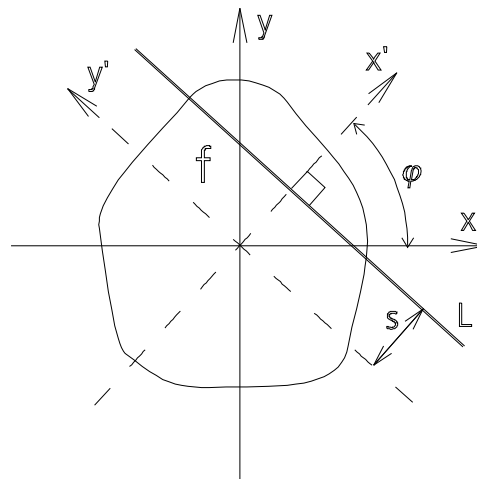


Рис. 2.4. Схематичне відображення геометричного інтерпретування визначення Радонівського образу двохвимірної функції.

Пряма  $L$  задана  $s$  та  $\varphi$ , вказує на лінії проєкції і має вигляд:

$$L: x \cos \varphi + y \sin \varphi - s = 0, \quad (2.11)$$

де  $\varphi$  — кут між нормаллю прямої та віссю  $x$ ,  $s$  — відстань між прямою та початком координат є параметрами, якими задається множина таких прямих (многовид).

При повороті системи координат (див. рис. 2.4) на кут  $\varphi$  (вісь  $y'$  паралельно до прямої  $L$ ). Оскільки поворот системи координат у матричній формі має вигляд:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \varphi & \sin \varphi \\ -\sin \varphi & \cos \varphi \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}, \quad (2.12)$$

то

$$\begin{aligned} x &= x' \cos \varphi - y' \sin \varphi, \\ y &= x' \sin \varphi + y' \cos \varphi. \end{aligned} \quad (2.13)$$

Із врахуванням, що  $x' = s$  маємо основне томографічне рівняння:

$$R(s, \varphi) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s \cos \varphi - y' \sin \varphi, s \sin \varphi + y' \cos \varphi) dy'. \quad (2.14)$$

Основною томографічною задачею є реконструкція значень функції  $f(x, y)$  за радонівським образом  $R(s, \varphi)$  — інтегрально вздовж многовиду прямих  $L(s, \varphi)$ .

## 2.6 Висновок до розділу 2

У розділі проаналізовано процес вирішення математичних задач в системах медичної інтроскопії, а це дозволяє використати методи реконструкції.

## РОЗДІЛ 3

### МЕТОДИ ПОКРАЩЕННЯ СТРУКТУРНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЗОБРАЖЕНЬ

#### 3.1. Структурні характеристики зображення

Структурні характеристики отриманого зображення визначаються наступними чинниками: роздільна здатність, контрастність, шум і просторова однорідність, лінійність і присутність артефактів [47].

Для встановлення міри заплямленості зображення використовується роздільна здатність – видимість малого непрозорого об'єкту у речовині із мінливою щільністю. Висока роздільна здатність формується системою колімації, розміром детектора, вибраними пікселями, розмірністю фокальної плями трубки.

Малі зміни у тканинах великих досліджуваних об'єктів встановлюються контрастністю зображення, яка має обмеження шумом.

Якщо присутня однорідна щільність у досліджуваному об'єкті, то присутні недоліки. Фотони нерівномірно можуть проникати через тканину. Це визначається відповідними КТ числами, які вказують на присутність шуму (квантовий, обчислювальний, променевий), і просторову однорідність.

Якщо дослідження відбуваються повторно, то увага звертається на КТ-числа (їх послідовність), що називають лінійністю.

Для оцінювання структурних характеристик зображень використовуються критерії [47]:

1. SNR – відношення середнього значення до стандартного відхилення (дисперсії) :

$$SNR = SNR(x, y) = \frac{\overline{f_B(x, y)}}{\sigma_B(x, y)},$$

де  $\overline{f_B(x, y)}$  – середнє значення зображення;  $\sigma_B(x, y)$  – квадратний корінь з дисперсії.



При цьому при зростанні SNR зменшується відхилення. При незначній відмінності середнього зображення від реального величиною SNR описують якість спостережуваного зображення. Загалом SNR у різних точках зображення різне.

2. Середньоквадратичне відхилення та проінтегроване середньоквадратичне відхилення ( $\Delta^2(x,y)$ ,  $\Delta^2$ ). Залежать від присутніх флуктуацій, які впливають на зображення.

Такі критерії якості застосовуються при відомому зображенні або при наявності еталонного зображення.

Роздільна здатність – описує найменшу відстань між однаковими точковими джерелами при якій їх чітко видно

### 3.4 Артефакти зображень в комп'ютерній томографії

Артефактами зображень в комп'ютерній томографії називають будь-яку невідповідність між КТ-числами реконструйованого зображення і істинними коефіцієнтами послаблення об'єкту. Технологія реконструкції зображення така, що виміри на усіх детекторах підсумовуються, тому на зображеннях проявляються будь-які похибки вимірів. Похибки реконструкції можуть бути викликані як недостатністю даних, так і наявністю різного роду шумів. Артефакти можуть проявлятися у вигляді смуг (похибка в окремому вимірі), затемнень (поступове відхилення групи каналів), кілець (похибки калібрування окремого детектора), спотворень (спіральна реконструкція) [47].

Конструктивні особливості сучасних КТ-сканерів дозволяють мінімізувати деякі види артефактів, які іноді можуть бути практично повністю відкоректовані програмним забезпеченням, а правильний вибір параметрів дослідження дозволяє підвищити якість зображень. Розглянемо артефакти, які найчастіше виникають в КТ.

3.4.1. Артефакти, викликані фізичними процесами. До артефактів, які викликані фізичними процесами, відносяться артефакти збільшення жорсткості випромінювання, часткового об'єму, загасання фотона і артефакт підвибірки.

Артефакт збільшення жорсткості випромінювання (Beam hardening) виникає із-за використання в КТ поліенергетичного (немонохроматичного) рентгенівського спектру з енергією приблизно від 25 кеВ до 120 кеВ. При проходженні через об'єкт низькоенергетичні рентгенівські промені (фотони з низькою енергією) поглинаються швидше, ніж високоенергетичні. В результаті, середня величина енергії рентгенівського випромінювання відповідає більшій енергії, яка проходить через тканину (кістка сильніше ослаблює рентгенівське випромінювання, ніж еквівалентний об'єм м'якої тканини). Артефакт проявляється на зображенні у вигляді западин і темних смуг між щільними об'єктами, викликаними більшим поглинанням випромінювання в середині однорідного об'єкту, ніж по краях, оскільки промені проходять через велику товщину. Оскільки пучок стає жорсткіше, послаблення випромінювання зменшується і інтенсивність на детекторах росте. Тому зареєстрований профіль поглинання відрізняється від ідеального [2].

Смуги з'являються в неоднорідних зрізах між об'єктами, які мають різну щільність. Це викликано тим, що промінь, який проходить через один з об'єктів при одному положенні трубки, ослаблюється менше, ніж коли він проходить через обидва об'єкти при іншому положенні трубки. Частіше артефакт проявляється поблизу кісток і при використанні контрастних речовин (див. рис. 3.1).

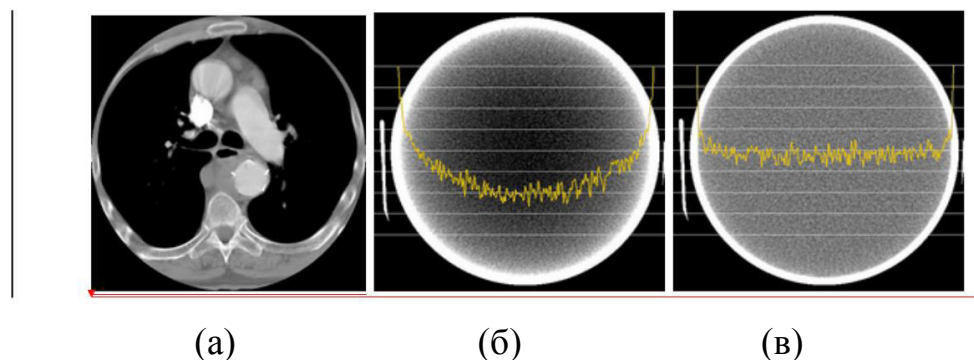


Рис. 3.1. Артефакт збільшення жорсткості випромінювання [47]:

- (а) – зображення зрізу тіла;
- (б) – зображення фантома з артефактом;
- (в) – без артефакту.

Артефакт збільшення жорсткості випромінювання усувається фільтрацією низькоенергетичних компонентів до їх проходження через тіло пацієнта. Інший спосіб запобігання артефакту – використання циліндричних фантомів різних розмірів, що дозволяють відкалібрувати детектори компенсації ефектів поглинання різними частинами тіла пацієнта. Оскільки анатомічні пацієнти не схожі на циліндр, на практиці залишається невеликий залишковий ефект. Існують також різні алгоритми корекції, що мінімізують артефакти між кісткою і тканиною.

Артефакт часткового об'єму з'являється, якщо у вокселе є присутніми тканини з різним коефіцієнтом послаблення ( $\mu_i$ ). В цьому випадку мають справу із середньозваженим значенням  $\mu$ .

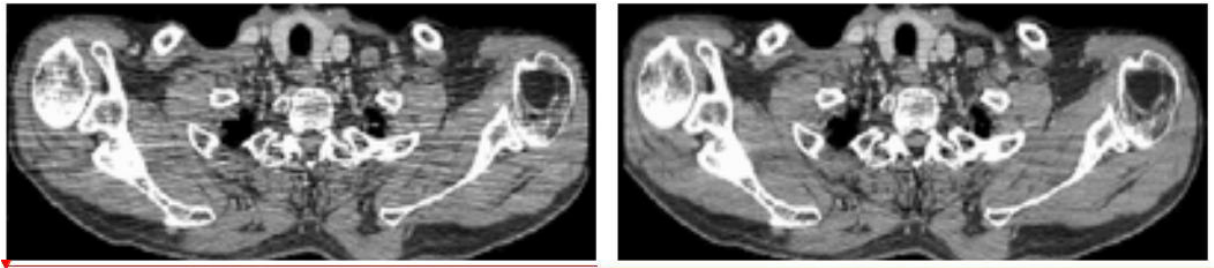
Існує декілька підходів до зниження артефактів часткового об'єму :

1. Модель сегментації. Допускають, що елементи об'єму належать більше, ніж одному класу тканин, і оцінюють частку кожного класу. Результат сегментації може бути відображений як набір сірих зображень, де рівні сірого відповідають мірі заповнення елемента об'єму конкретним класом.

2. Використання тонких зрізів. При спіральному скануванні початкові дані деякий час залишаються доступні для реконструкції за ними додаткових КТ-зображень зрізів.

Артефакт загасання фотона проявляється у вигляді сильних смуг в областях із щільними об'єктами. На рис. 3.2 (а) смуги розташовані горизонтально, оскільки при такому поширенні променя зникання сильніше і до детекторів надходить недостатня кількість фотонів. В результаті під цим кутом отримують зашумлені проекції, а реконструкція підсилює шум, що призводить до горизонтальних смуг на зображенні. Артефакту можна позбутись шляхом збільшення струму на трубці, але в цьому випадку зростає доза наванчання пацієнта. На спіральних КТ для усунення артефакту використовується метод багатовимірної адаптивної фільтрації (див. рис. 3.2, б). Для невеликої кількості даних, які перевищують поріг послаблення, згладжування виконується між проекціями, виконаними під послідовними кутами, тоді як Z-фільтр, використовуваний в спіральному скануванні,

використовується для проєкцій з великим послабленням, щоб при реконструкції участь приймала більша кількість фотонів.



(a)

(б)

Рис. 3.2. Зображення з (а) і без (б) артефакту загасання фотона

Число проєкцій, використовуваних для реконструкції зображення в КТ є одним з чинників, що визначають його якість. Занадто великий інтервал між проєкціями (підвибірка) дасть втрату інформації про гострі краї і малі об'єкти, що приведе до появи артефакту підвибірки (*undersampling*). Артефакт проявляється у вигляді тонких смуг, які відходять від границі щільної структури і паралельних їй краям (див. рис. 3.3).

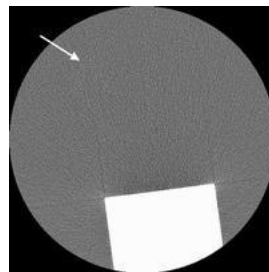


Рис. 3.3. Артефакт підвибірки

Артефакт підвибірки не чинить серйозного впливу на діагностичну якість зображення, оскільки рівномірно розподілені лінії зазвичай не імітують анатомічні структури. Проте його слід уникати у разі, якщо важливо отримати високе розділення дрібних деталей. Артефакт менш помітний при збільшенні числа проєкцій, отримуваних за одне обертання трубки (іноді досягається зниженням швидкості обертання). Інший спосіб його усунення – використання

спеціалізованих методів підвищення роздільної здатності (зсув на  $\frac{1}{4}$  детектора або зміщена фокальна пляма), розроблених виробниками устаткування.

3.4.2. Артефакти, викликані пацієнтом. Досить часто в досліджуваній області є присутніми об'єкти з високою щільністю, наприклад, зроблені з металу, що викликає на зображенні появу артефактів у вигляді смуг (див. рис. 3.4). Це викликано тим, що густина металу виходить за межі нормального діапазону значень, який томограф може відобразити, даючи неповні профілі послаблення. Раніше томографи мали верхню межу вимірів +1000HU, яка співпадала зі значенням послаблення трубчастої кістки, найщільнішої структури людського тіла. Але оскільки металеві об'єкти дають більше послаблення, ніж кістка, комп'ютер надає їм найбільш можливе значення.

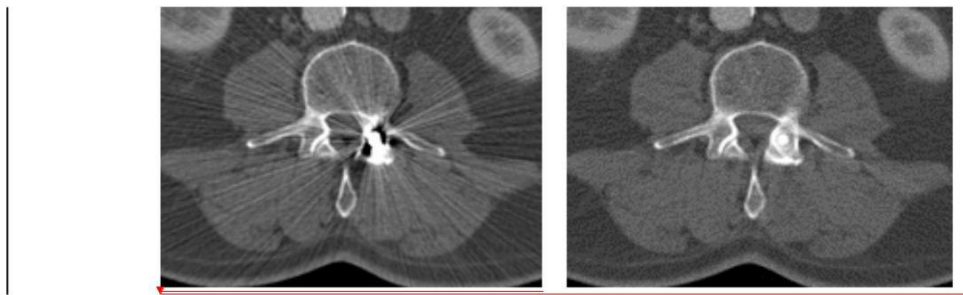


Рис. 3.4. Зображення з артефактом від металу (а) і без нього (б)

Якщо металевий об'єкт не можна видалити з області дослідження, то знизити вплив артефакту можна підвищуючи напругу або зменшуючи товщину зрізу і тим самим знижуючи ефект часткового об'єму. Інший спосіб усунення артефакту – використання алгоритмів обробки реконструйованих зображень, наприклад, вважаючи металеві об'єкти непрозорими, а дані, що відповідають променям, що проходять через них, вважати відсутніми. Тоді для пошуку цих відсутніх даних використовуються ітераційні методи. Запобігти артефактам від металу можна розтягуючи шкалу КТ-чисел, яка у сучасних томографів має верхню межу +4000HU.

Рух пацієнта також дає артефакти у вигляді смуг або розмивання зображення (див. рис. 3.5). Це викликано тим, що при реконструкції зображення покладаються на здатність комп'ютера розміщувати значення коефіцієнтів послаблення в матриці пікселів, яка має рядки і стовпці. Якщо при скануванні відбувається рух, комп'ютер не здатний помістити виміряне значення у відповідну комірку, а тільки керувати даними, які надходять.

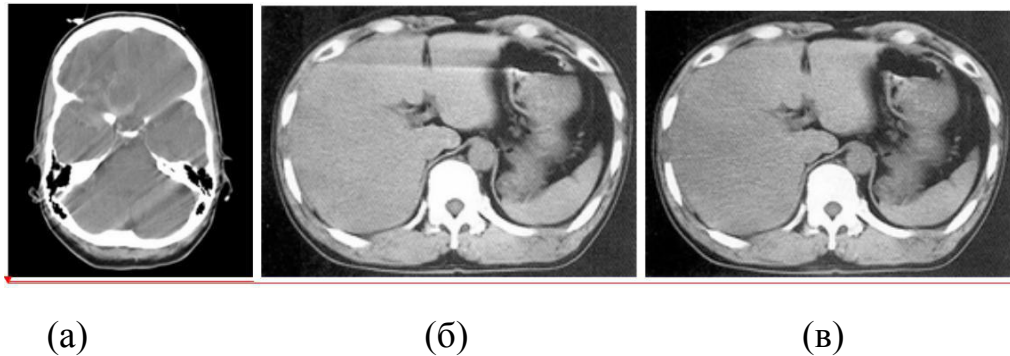


Рис. 3.5. Спотворення зображення, викликане рухом пацієнта (а, б); відкориговане зображення (в)

Існує ряд методів, що дозволяють понизити артефакти руху.

1. Швидкий збір даних. Існують два шляхи зменшення часу сканування: використання високошвидкісних томографів з часом сканування коротким відносно періоду серцевого циклу; синхронізація за часом процесу збору даних.
2. Використання кардіо- і респіраторної синхронізації.
3. Обробка сигналів.

В КТ корекція артефактів руху складається з трьох частин:

1. Виявлення змін даних в проекціях, викликаних рухом органів, використовуючи підхід просторового перекриваючого корелятора.
2. Використання адаптивного пригнічувача перешкод допомагає ізолювати ефекти від руху органів; використовуючи синограму рухи, можна дати оцінку звичайної синограми, порушеної із-за руху об'єкту.
3. Використання "послідовної методики синтезу" синограми, яка ідентифікує через кореляцію з опорним інформаційним сигналом, обробляє частки безперервних синограм, які мають ідентичні стадії ефектів руху.

3.4.3. Несправність устаткування. Якщо один з детекторів у томографах 3-го покоління не відкалібрований, він дасть послідовну похибку зчитування в кожному кутовому положенні, яке приведе до появи кругового артефакту. Сканери з твердотільними детекторами, розташованими на відстані один від одного, сприйнятливіші до кругових артефактів, ніж сканери з газорозрядними детекторами, в яких детекторний ряд складається з окремих камер, заповнених ксеноном, і розділених електродами. Круги, видно на однорідному фантомі або повітрі (див. рис. 3.6), можуть бути не помітні на клінічному зображенні, якщо для його відображення використовується широке вікно. Проте вони знижують діагностичну якість зображення. У випадку виходу з ладу центрального детектора в центрі зображення з'явиться темна пляма.

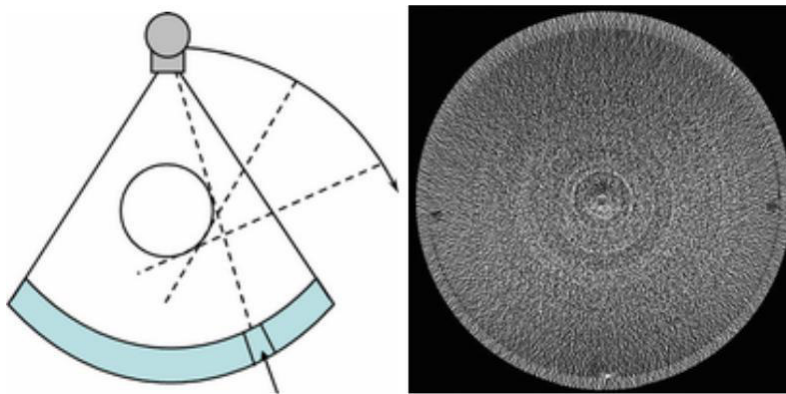


Рис. 3.6. Формування кругового артефакту

Найчастіше артефакт можна усунути калібруванням детекторів сканера. У разі ушкодження крайніх детекторів, вибір меншого поля сканування також дозволяє усунути вплив артефакту. Усі сучасні системи мають твердотільні детектори, але можливість появи кругових артефактів в них знижується програмним забезпеченням, що коригує зміну зовнішніх умов.

3.4.4. Артефакти при спіральному скануванні. Спіральне сканування дає складніші спотворення зображень, чим пошарове сканування, що викликано спіральною інтерполяцією і процесом реконструкції. Загальним способом зниження спіральних артефактів є підбір кроку уздовж осі  $Z$ .

При багатошаровому спіральному скануванні процес інтерполяції призводить до складніших спотворень поперечних зображень, чим при покроковому скануванні. Артефакт виникає, якщо при кожному обертанні трубки декілька рядів детекторів перетинають площину реконструкції. Із збільшенням кроку спіралі, число таких детекторних рядів зростає і кількість "віялових" артефактів зростає (див. рис. 3.7).

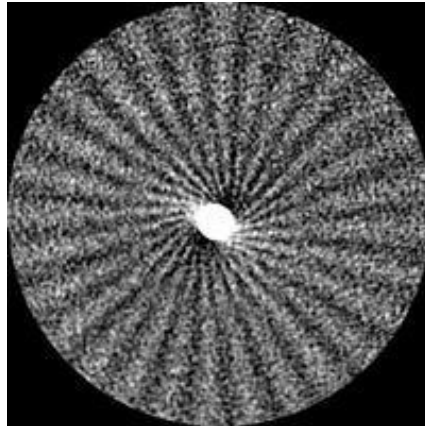


Рис. 3.7. Спіральний артефакт

Із зростанням числа зрізів, які отримуються за один оберт трубки, проявляється артефакт конусності пучка, оскільки потрібно ширшу колімацію і промені набувають форми конуса, а не віяла, опромінюючи більше детекторів по осі  $Z$ . Оскільки трубка і детектори обертаються навколо пацієнта, реєстровані кожним детектором дані відповідають об'єму, що знаходиться між двома конусами, замість ідеально плоского зрізу. Це дає артефакти, подібні на ефект часткового об'єму, які більше властиві для зовнішніх рядів детекторів, ніж для внутрішніх, оскільки в останніх зареєстровані дані відповідають більш плоскому зрізу (див. рис. 3.8).



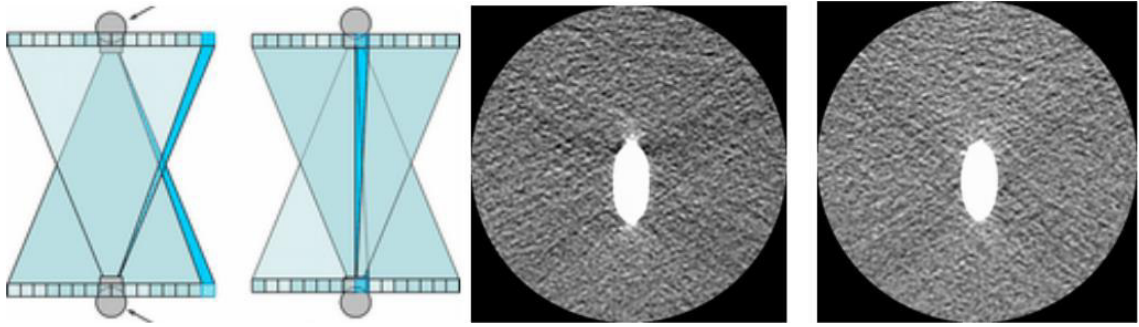
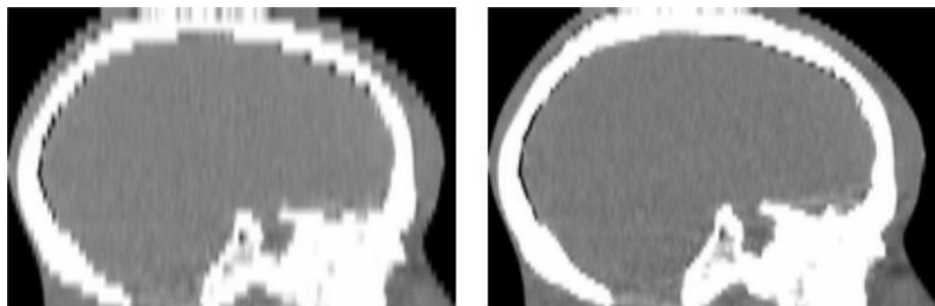


Рис. 3.8. Формування і прояв артефакту конусності пучка променів

Конусність знижується при збільшенні числа рядів детекторів. 16-зрізові КТ потенційно менш схильні до таких артефактів, чим 4-зрізові. Проте їх виробники стверджують, що це пов'язано з різними формами реконструкції конусності пучка.

По краях структур на багатошарових або 3D зображеннях з'являється ступінчастий артефакт, що виникає при використанні широких коліматорів і зрізів, що не перекриваються, при реконструкції. Вони менш критичні при спіральному скануванні, що дозволяє реконструювати зрізи, які накладаються, і знижуються при зменшенні товщини зрізу.



(а)

(б)

Рис. 3.9. Реформатоване зображення головного мозку : (а) товсті зрізи, (б) тонкі зрізи

Усі наведені артефакти в різній мірі зачіпають якість зображень. Конструктивні особливості сучасних томографів уможливають мінімізацію або часткову корекцію їх за допомогою програмних засобів. Проте вибір оптимальних параметрів дослідження є визначальним чинником при мінімізації артефактів.

### 3.5 Висновок до розділу 3

Встановлено, що використання фільтрації зображень з метою підвищення їх візуальної якості у разі забезпечення високої швидкодії, є найраціональнішим під час реалізації в просторовій області.

## РОЗДІЛ 4

### КОМП'ЮТЕРНЕ ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

#### 4.1 Створення спрощеної математичної моделі заданого томографічного зображення

Томографічне зображення являє собою оптичне представлення розподілу певної характеристики біооб'єкта в площині дослідження. Для різних типів томографів це зображення представляє розподіл різних фізичних величин [48, С. 10]. Для X-променевого томографа кожна точка такого зображення задає коефіцієнт ослаблення X-випромінювання у відповідній точці досліджуваної площини біооб'єкта. Оскільки цей коефіцієнт пропорційний до густини речовини, через яку проходить X-випромінювання [48, С. 32-34], то можна вважати, що томографічне зображення відображає розподіл густини речовини в досліджуваному січенні, і, таким чином дозволяє визначати які біологічні речовини та внутрішні органи розміщені в області діагностування.

Оскільки експерименти з X-випромінюванням досить складні та дорогі, а також вимагають спеціальних заходів безпеки, то при розробці та перевірці алгоритмів реконструкції використовують математичні моделі. Для отримання радонівського образу, тобто проєкційних даних, що отримуються в реальному томографі в процесі сканування тіла пацієнта, потрібно спочатку мати математичну модель самого досліджуваного біооб'єкту. Розглянемо плоский переріз легень, поданий на рисунку 4.1. [49]



Рис. 4.1. Томограма бронхів

Знаючи його анатомію та морфологію можна представити дане зображення спрощено за допомогою набору простих (елементарних) геометричних об'єктів: кругів, еліпсів, прямокутників, трикутників, секторів та сегментів круга тощо, як це показано на рисунку 4.2. [49]

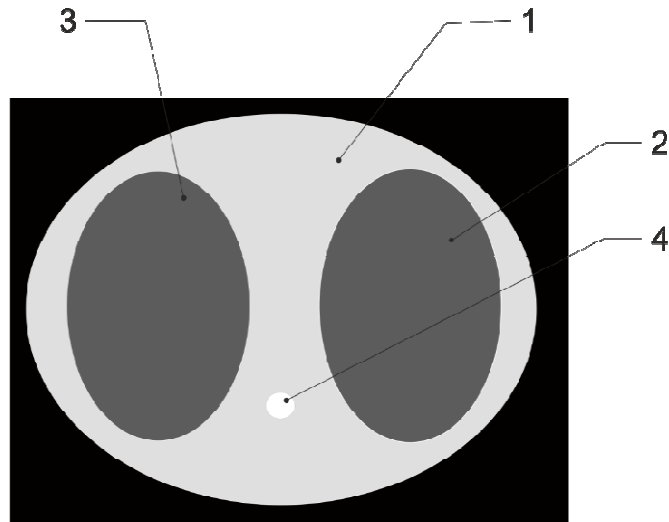


Рис. 4.2. Спрощене зображення томограми легень.

Різниця між зображеннями на рис.4.1 та рис. 4.2 в тому, що в першому випадку маємо справу з растровим зображенням, роздільна здатність якого є фіксованою, тому воно непридатне для оцінки точності реконструкції при інших роздільних здатностях. Друге зображення є векторним. Задаються тільки геометричні параметри окремих елементарних об'єктів (координати центрів, радіуси тощо), а контури цих об'єктів задаються аналітично за допомогою формул. Тому при моделюванні можна оцінювати точність реконструкції зображення для будь-якої роздільної здатності.

При створенні математичної моделі досліджуваного січення кожен елементарний об'єкт в даному січенні описується формулою, що задає його геометричне положення та форму, а також значенням густини речовини, що вважається постійним для всіх точок, що належать цьому біоб'єкту. Таким

чином отримується математичний опис всього досліджуваного перерізу. Характеристики томографічного зображення детально описані в [48, С. 16-18].

Як відомо з курсу аналітичної геометрії, точки, що лежать всередині еліпса з довжинами горизонтальної та вертикальної півосей відповідно  $a$  та  $b$  та центром в точці з координатами  $(x_0, y_0)$  визначаються з нерівності:

$$\frac{(x - x_0)^2}{a^2} + \frac{(y - y_0)^2}{b^2} \leq 1 \quad (4.1)$$

Для еліпса, повернутого на кут  $\varphi$ , використовується відповідний поворот системи координат (див. [48, С. 15-16, (2.4)]).

Аналогічні формули можна записати для прямокутника:

$$(|x| \leq a) \& (|y| \leq b), \quad (4.2)$$

прямокутного трикутника:

$$\left( \frac{|x|}{a} + \frac{|y|}{b} \leq 1 \right) \& (y \geq 0) \quad (4.3)$$

сектора круга (рис. 4.):

$$\left( \frac{|x|}{a} + \frac{|y|}{b} \leq 1 \right) \& (x^2 + (y - b)^2 \leq (a^2 + b^2)), \quad (4.4)$$

сегмента круга (рис. 4.):

$$(y \leq 0) \& (x^2 + (y - b)^2 \leq (a^2 + b^2)). \quad (4.5)$$

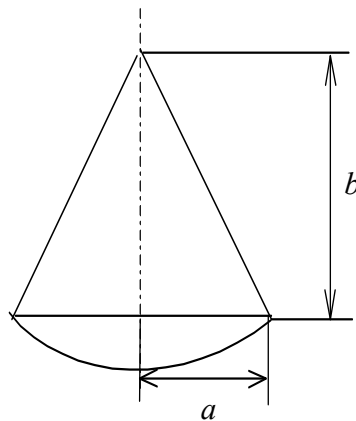


Рис. 4.3. Елементарні об'єкти у вигляді сектора та сегмента

Для того, щоб задати відповідні параметри елементарних біооб'єктів, потрібно задати масштабну шкалу за координатами  $x$ ,  $y$  та за густиною (яскравістю точок). Для просторових координат ця шкала задається в одиницях довжини, для густини у відносних величинах, що змінюються в певному діапазоні, наприклад, від 0 до 1, причому 0 (чорний колір на зображення) відповідає речовинам, що майже не поглинають випромінювання (повітря), 1 — речовинам з максимальним поглинанням — кісткові структури.

Параметри елементарних об'єктів зображених на рисунку 4.3 подано в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1

#### Параметри елементарних об'єктів

№	Тип	$\mu$	$a$	$b$	$x_0$	$y_0$	$\varphi$
1	Еліпс	0,3	98	77	0	0	0
2	Еліпс	-0,2	52	35	-48	0	90
3	Еліпс	-0,2	52	35	-48	0	90
4	Еліпс	0,4	10	7	0	-50	0

Цих даних достатньо, щоб промодельовати процес отримання проєкційних даних та реконструкцію томографічного зображення при будь-якій роздільній здатності, та з використанням найрізноманітніших алгоритмів. За цими параметрами використовуючи формули (4.1)—(4.5) можна знайти густину речовини в будь-якій точці досліджуваного січення. [49]

#### 4.2 Отримання радонівського образу для заданого зображення

Після того як отримано аналітичну модель досліджуваного зображення, наступним етапом є моделювання роботи скануючої системи в реальному томографі для отримання проєкційних даних. Тобто моделюється отримання радонівського образу об'єкту дослідження, який для X-променевої томографії є результатом вимірювання інтенсивності випромінювання після його проходження через біооб'єкт під різними кутами. Нехай сканування відбувається з поступальним рухом системи детектор-випромінювач за схемою

рис. 10.2 за [48, С. 60], випромінювання моноенергетичне, поширюється нескінченно вузькими пучками, вторинні ефекти не враховуються.

Враховуючи складність аналітичного розв'язку, а також те, що в реальних томографах проекційні дані завжди є дискретними відліками радонівського образу для скінченної кількості дискретних кутів, то частіше використовується дискретна модель отримання проекційних даних, при цьому і сам досліджуваний зріз біооб'єкта замінюють його дискретним аналогом. Таке дискретне представлення досліджуваного зрізу у вигляді тестового цифрового зображення (його ще називають “фантомом”) і служить вхідними даними для математичного моделювання комп'ютерного реконструктивного томографа.

Серед параметрів тестового зображення основним виступає його просторова роздільна здатність. При цифровому представлення зображення вона задається фізичними розмірами, що відповідають одній точці зображення, і вимірюється в точках на міліметр або точках на дюйм (в англійській літературі dpi). Ця величина безпосередньо пов'язана з просторовою частотою зображення, яка є аналогом звичайної частоти для сигналів, змінних у часі. Якщо відома максимальна просторова частота зображення, то частота дискретизації в просторі повинна вибиратись як мінімум в два рази вищою.

Якщо максимальна просторова частота невідома, то частоту просторової дискретизації часто вибирають емпірично так, щоб, з однієї сторони, на найменший елемент зображення, який необхідно розрізнити припадало не менше ніж дві точки у вертикальному і дві — у горизонтальному напрямках. З іншої сторони вибір занадто великої роздільної здатності, збільшує обчислювальні затрати та час реконструкції. Тому на практиці при моделюванні часто доводиться вибирати пробну частоту дискретизації, проводити реконструкцію, оцінювати її якість і після цього коректувати параметри дискретизації та проводити повторне моделювання.

Для створення тестового зображення можна використати відповідні засоби пакету MATLAB (див. додаток А.1), або програму ТОМО (див. додаток В.2).

Тестове зображення за даними таблиці 4.1 можна побудувати за допомогою наступних команд MATLAB [49]:

```
E=[0.3  98  77  0  0  0;
   -0.2 52  35  48  0  90;
   -0.2  52  35 -48  0  90;
    0.4  5  5  0 -55  0];
% перетворимо значення геометричних координат так,
% щоб все зображення було в одиничному квадраті
E=[E(:,1) E(:,2:5)/100 E(:,6)];
% задамо роздільну здатність такою, щоб розмірність
% зображення була 256 x 256 елементи
F=phantom(E,256);
% виведемо графік зображення на екран
imshow(F);
```

Отримане тестове зображення показано на рисунку 4.4.

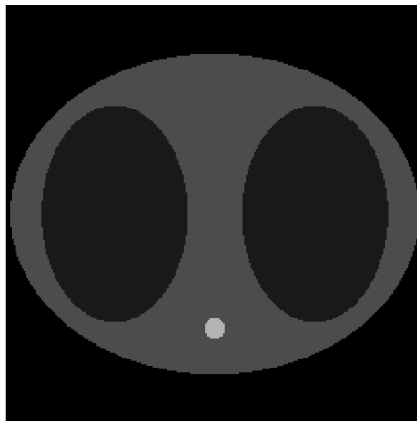


Рис. 4.4. Тестове зображення 256×256. Півтонове представлення.

Для виводу тривимірного графіка, показано використано наступні команди:

```
mesh(F) % виводить тривимірний графік
colormap(gray) % задає сіру півтонову шкалу
rotate3d % дозволяє повертати графік у просторі
% за допомогою мишки
```

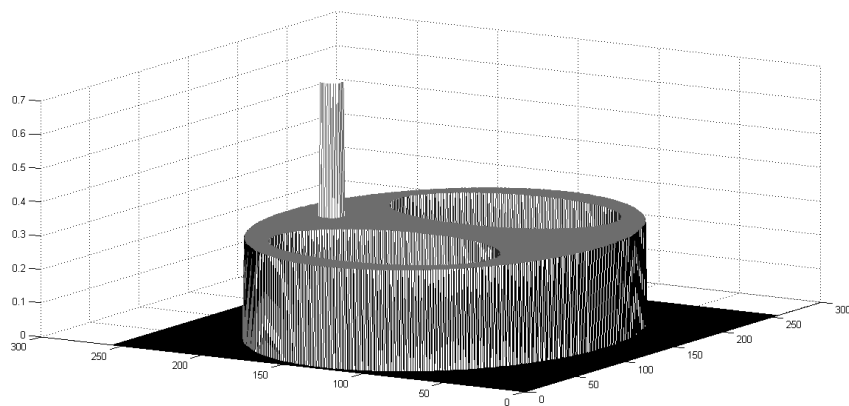


Рис. 4.5. Тривимірний графік тестового зображення 256x256



Для знаходження радонівського образу тестового зображення можна скористатись функцією `radon` системи MATLAB:

```
phi=0:300/100:179; % 100 рівномірно розподілених кутів
R=radon(F,phi); % знаходимо радонівський образ
imshow(R, []); % [] задає весь діапазон при виводі
colorbar; % зображення кольорової шкали
colormap(hsv); % перехід кольорів "hsv"
```

Отриманий радонівський образ показаний на рисунку 4.6.

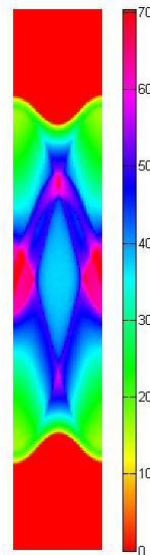


Рис. 4.6. Радонівський образ тестового зображення.

### 4.3 Реконструкція зображення

В залежності від специфіки об'єкту, зображення якого реконструюється, різні алгоритми будуть давати різну якість томографічного зображення. Крім того вони характеризуються ще й різною ефективністю з точки зору обчислювальних затрат. Тому при виборі того чи іншого алгоритму реконструкції слід враховувати апріорну інформацію про об'єкт дослідження.

Для виконання завдання обрано алгоритм реконструкції на основі зворотнього проектування з реконструкцією в частотній області. Використаємо спеціальну функцію `iradon` в пакеті MATLAB.

На рисунку 4.7 показаний результат одновимірних перетворень Фур'є проєкцій підрізними кутами. Нижче поданий приклад програми на MATLAB для знаходження спектрального представлення радонівського образу [49]:

```

S=fft(R); % знаходимо радонівський образ в частотній області
figure (3)
rotate3d
mesh(abs(S(1:48,:))); % тривимірний графік

```

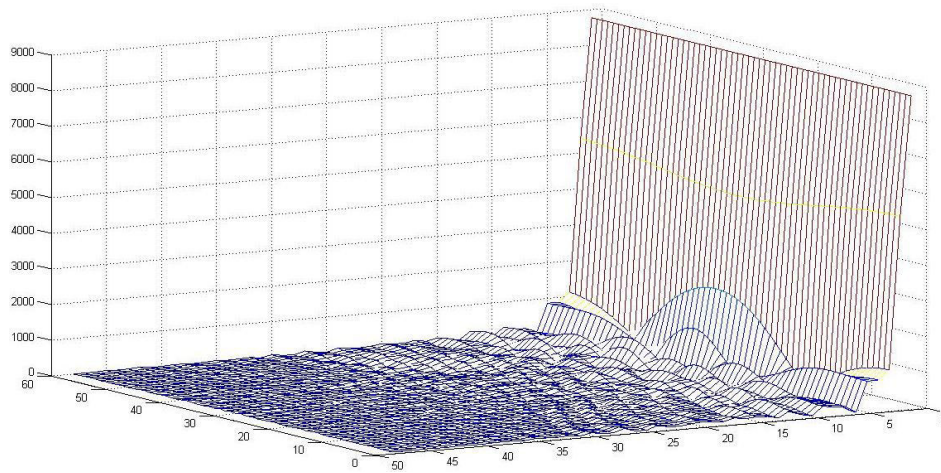


Рис. 4.7. Радонівський образ у частотній області

#### 4.4 Підбір параметрів для покращення якості зображення

Фільтрацію радонівського образу проведено в частотній області. Фільтрація в частотній області при використанні алгоритму швидкого перетворення Фур'є значно ефективніша з точки зору обчислювальних затрат ніж часова згортка. Проте вона вимагає додаткового перетворення з часової в частотну область і зворотнього перетворення з частотної області в часову. При такій фільтрації підвищується рівень шумів у результуючому зображенні та можуть з'являтися артефакти. Для різних методів реконструкції фільтрація може бути або одновимірною або двовимірною. Для підвищення якості результату реконструкції використовується регуляризація. Регуляризацію проведено, шляхом помноження частотної характеристики фільтра на регуляризаційний множник:

$$W_{\alpha}(\omega) = \exp(-\alpha|\omega|)$$

При цьому отримується згладжена характеристика фільтра, яку можна фізично реалізувати і яка дає кращі результати при “практичних” проекційних даних.

Програма ТОМО (див. додатки В.4, Г).дозволяє синтезувати фільтр для одновимірної згортки, вибираючи вигляд регуляризаційної функції та задаючи параметр регуляризації [49].

```
h=abs(-47:47); % одновимірний частотний фільтр без
% регуляризації
h=fftshift(h); % міняємо місцями частини вектора для
% ШПФ
h=h'; %транспонуємо вектор
plot(h);% графік частотної характеристики фільтра
for i=1:100; S1(i)=S(:,i).*h; end; % проводимо
% фільтрацію в спектральній області радонівського
% образу S
mesh(abs(S1(1:48,:))); % виводимо графік результату
```

На рисунку 4.8 представлені частотна характеристика фільтра, а на рисунку 4.9 результат фільтрації.

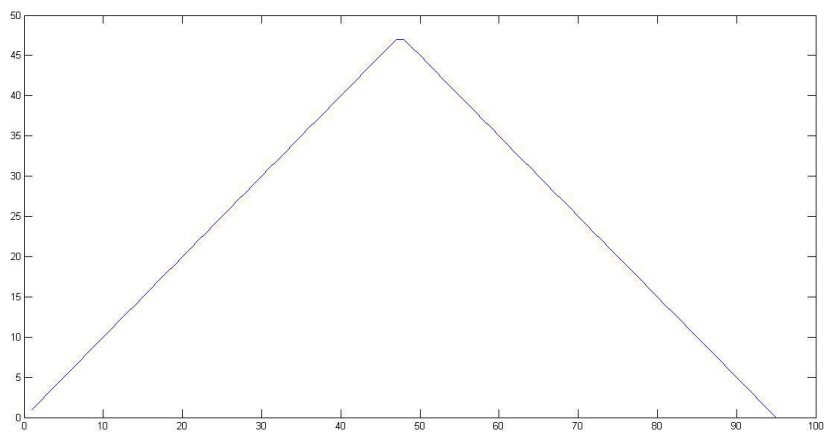


Рис. 4.8. Частотна характеристика фільтра

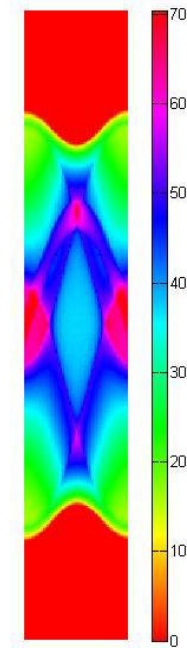


Рис. 4.9. Фільтрований радонівський образ

В залежності від вибраного алгоритму реконструкції, на завершальному етапі проводиться або обернене двовимірне перетворення Фур'є (алгоритм на основі теореми про центральне січення), або зворотне проектування (алгоритм зворотнього проектування з використанням ШПФ або згортки), або двовимірна просторова фільтрація зворотньої проєкції (алгоритм  $\rho$ -фільтрації). Оскільки при зворотньому проектуванні з використанням ШПФ фільтрація відбувається у частотній області, то спочатку необхідно перейти в просторову область, здійснивши обернене перетворення Фур'є для кожної із фільтрованих проєкцій

Зворотнє проектування для алгоритму реконструкції з частотною фільтрацією одновимірних проєкцій реалізоване в спеціальній функції `iradon` в пакеті MATLAB. Параметрами, які можна задавати виступають тип інтерполяції при зворотньому проектуванні, та розмірність реконструйованого зображення. Нижче поданий фрагмент програми на MATLAB, що знаходить реконструйоване зображення на основі радонівського образу, отриманого на попередньому етапі.

Реконструкцію проводимо за алгоритмом:

```
Y=iradon(R,phi,'nearest','Hann');% знаходимо
% "зворотне перетворення Радона" - реконструюємо
% зображення методів зворотнього проектування
% phi - задає ті ж кути, для яких обчислювалась
% проєкція на етапі 2;
% 'nearest' -- тип інтерполяції "за найближчим
% значенням"
% 'Hann'-- для регуляризації використовується
% вікно Гана
imshow(Y); % півтонове зображення результату
```

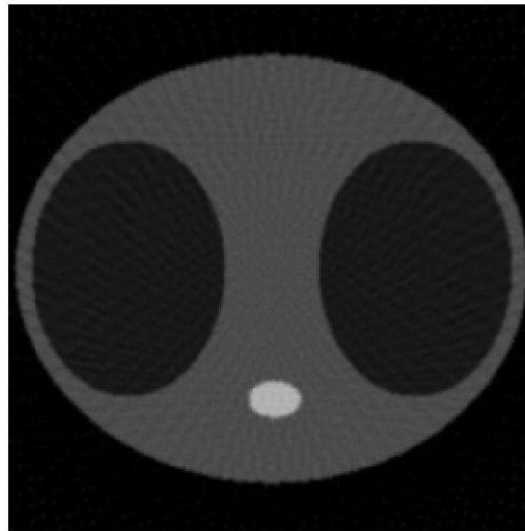


Рис. 4.10. Реконструйоване зображення.

#### 4.5 Методи обробки медичних зображень засобами MATLAB

На сьогоднішній день один з найперспективніших методів пошарового дослідження внутрішньої структури об'єкта вважається метод комп'ютерної томографії, але зображення отримуються цим методом піддається зашумленості через різних факторів, тому обробка томограм вважається актуальним напрямком дослідження.

Для вирішення проблеми поліпшення якості комп'ютерних томограм пропонується використовувати різні математичні методи обробки медичних зображень засобами MATLAB. У даному підрозділі розглянуто два методи, що дозволяють отримати більш контрастні й детальні комп'ютерні томограми.

Перший метод – створення зображення з рівномірним фоном. На рисунку 4.11 (а) представлено вихідне зображення, що отримується за допомогою комп'ютерного томографа.

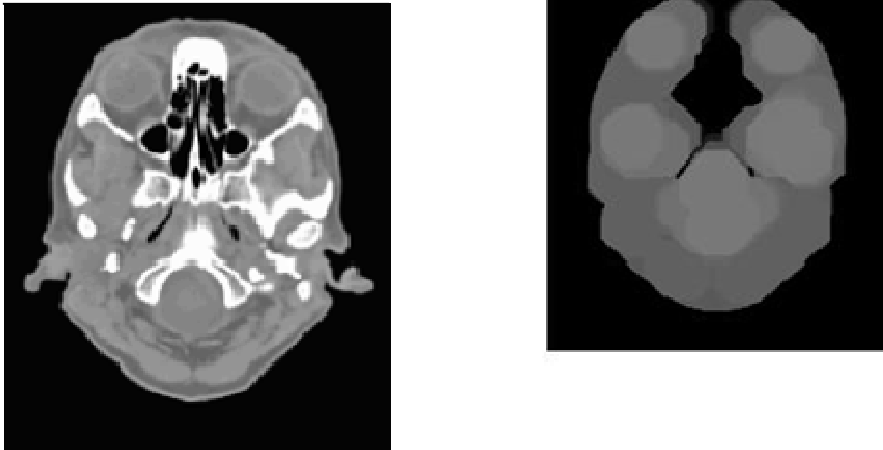


Рис. 4.11. Зображення з рівномірним фоном:

(а) – вихідне напівтонове зображення;

(б) – зображення оброблене за допомогою команди `imopen`.

Дане зображення характеризується нерівномірним засвіченням фону по полю зображення. Тому спочатку за допомогою операції морфологічного розкриття проведемо оцінку інтенсивності фону. При виконанні операції морфологічного розкриття використовується структурний елемент, для цього використовується функція `imopen`, яка виконує морфологічне розкриття. При цьому також використовується функція `strel` для створення структурного елемента в вигляді диска з радіусом 15. За допомогою команди `surf` створюється кольорова параметрична поверхня, яка дає можливість переглядати прямокутну область досліджуваного зображення. Функція `surf` працює з даними, які представлені в форматі `double`. На основі цього можна проводити аналіз фону досліджуваного зображення. В результаті (див. рис. 4.12) можна визначити рівень контрастності усього досліджуваного

зображення, а також визначити необхідність посилення або ослаблення контрасту окремих частин зображення.

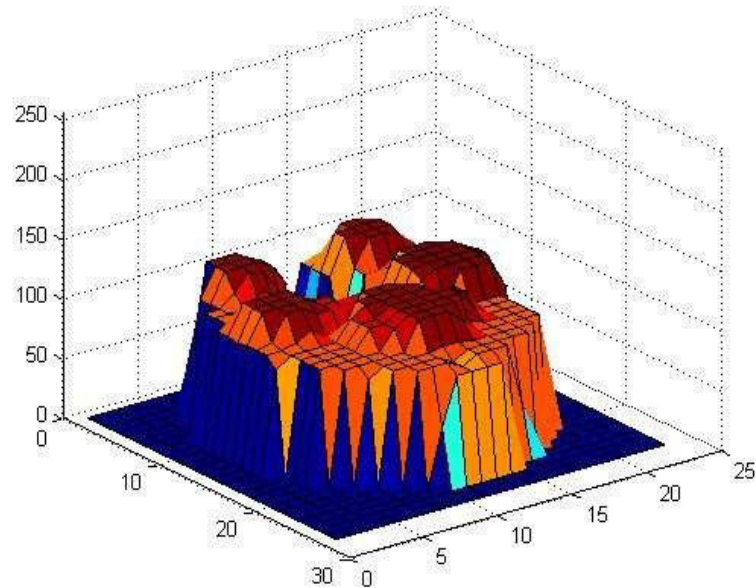


Рис. 4.12. Аналіз фону досліджуваного зображення.

Для створення зображення з більш рівномірним фоном, віднімемо зображення фону `background` з вихідного зображення `I` за допомогою команди `imsubtract`. Отримане зображення є з більш рівномірним фоном (див. рис. 4.13, а). Після віднімання, отримане зображення матиме більш рівномірний фон і буде більш темним. Для підвищення контрасту зображення використано функцію `imadjust`. Функція `imadjust` збільшує контраст зображення шляхом розтягування значень інтенсивностей динамічного діапазону (див. рис. 3, б).



Рис. 4.13. Результат опрацювання зображення за допомогою функції `imadjust`: (а) – зображення з рівномірним фоном; (б) – зображення після корекції інтенсивностей.

Ще одним методом підвищення якості зображення є обробка за допомогою методу розтягування гістограми. Півтонування читається з файлу і відображається на екрані (див. рис. 4.14, а). Для аналізу діапазону яскравості вихідного зображення будується гістограма яскравості пікселів за допомогою функції `imhist` (рисунок 4.14,б). На гістограмі видно, що пікселі зображення мають високу яскравість лише в малому діапазоні, зображення недостатньо контрастне в деякій області. Функція `imadjust` "розтягує" вихідний діапазон яскравості на діапазон від мінімально можливої яскравості до максимально можливої. Результат перетворення виводиться на екран в нове вікно (див. рис. 4.15, а). Гістограма яскравості пікселів результуючого зображення показана на рисунку 4.15 (б).

Таким чином, проведені дослідження дозволяють змінити контраст медичного зображення. Тим самим з'являється можливість покращити якість обстеження, так як при цьому більш чітко видно окремі структурні елементи зображення.



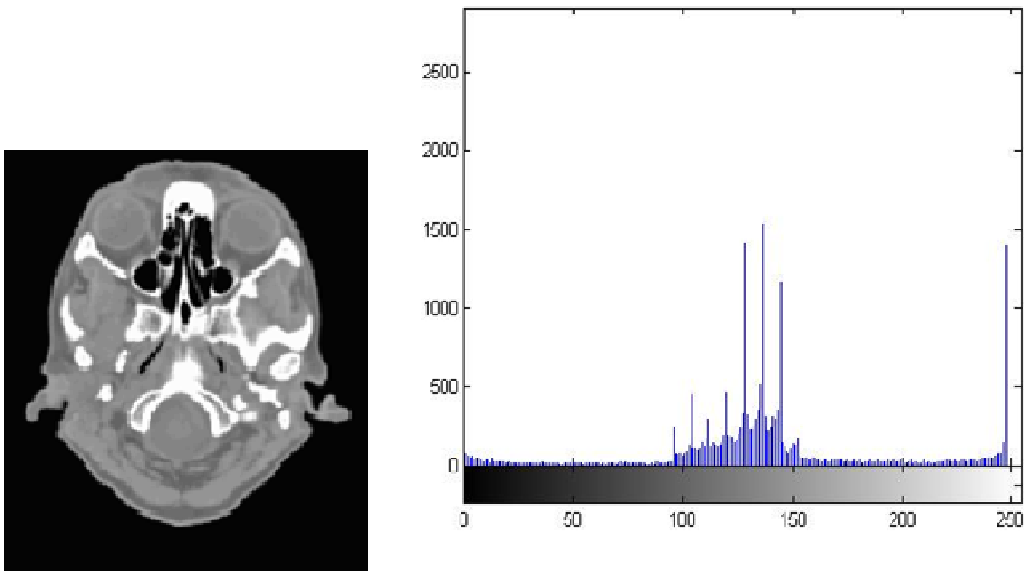


Рис. 4.15. Представлення зображення за допомогою методу розтягування гистограми:

- (а) – вихідне напівтонове зображення;
- (б) – гистограма вихідного зображення.

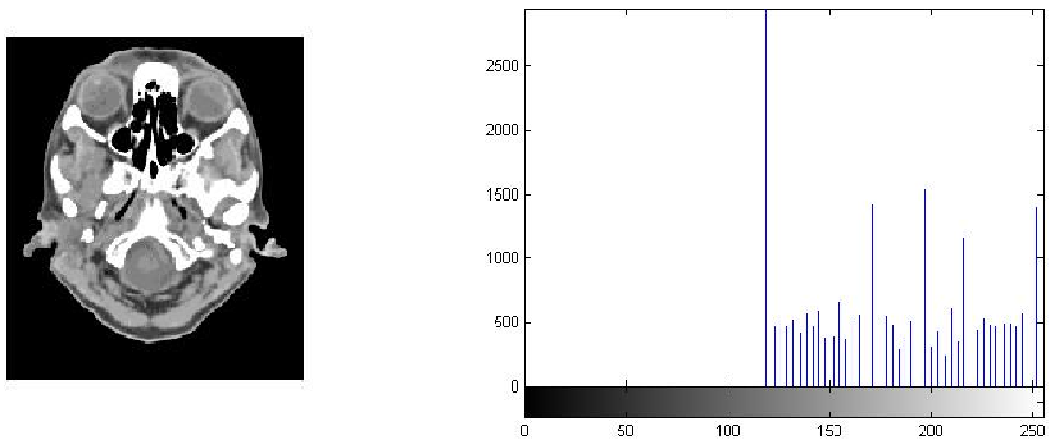


Рис. 4.16. Результати обробки за допомогою методу розтягування гистограми:

- (а) – оброблене зображення;
- (б) – гистограма обробленого зображення.

#### 4.6. Висновок до розділу 4

1. Розроблено комп'ютерну імітаційну модель медичного зображення та створено спрощену математичну модель томографічного зображення.
2. Отримано радоніський образ томографічного зображення.
3. Проведено реконструкцію зображення та підібрано параметри для покращення якості томографічного зображення.
4. Для вирішення проблеми підвищення якості комп'ютерних томограм запропоновано використовувати математичні методи обробки медичних зображенні засобами MATLAB, які дозволяють отримати більш контрастні й детальні комп'ютерні томограми.

## РОЗДІЛ 5

### СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

#### 5.1 Метрологічне забезпечення медико-біологічних досліджень кардіографічного сигналу

Важливою характеристикою розроблюваних давачів кардіографічного сигналу (КГС), що характеризує точність виміру, є оцінка значень основних і додаткових похибок [39].

Ґрунтуючись на дослідженнях [18,19], що розглядають теоретичні питання обробки результатів вимірів в інформаційно-вимірювальних системах, для представлення похибки виміру давачів КГС при дослідженні використані форми абсолютної і відносної похибки.

Розумітимемо під абсолютною похибкою виміру часових затримок давачами КГС величину  $\Delta X_i = |X_m - X_i|$ , де  $X_m$  – середнє арифметичне значення  $n$  вимірів найбільш близьке до істинного значення ДП:

$$X_m = \frac{1}{n} \sum_{u=1}^n X_i, \quad (5.1)$$

де  $X_i$  – виміряне і розраховане значення.

Допустимо, що випадкова величина  $X_i$  розподілена за нормальним законом, тоді з урахуванням специфіки вимірюваних величин визначимо статистичні характеристики похибки давачів згідно ГОСТ 8.009-84 "Нормованих метрологічних характеристики засобів вимірів". Для визначення статистичних характеристик похибки виміру часової затримки між коливаннями стінок судини в різних точках оцінимо:

1. Систематичну складову похибки :

$$\Delta X_n = \frac{\bar{\Delta}' + \bar{\Delta}''}{2},$$

(5.2),

де  $\bar{\Delta}'$  і  $\bar{\Delta}''$  - середні значення похибки в точці  $X_i$  діапазону вимірів, отримані експериментально з боку менших (для  $\bar{\Delta}'$ ) і великих (для  $\bar{\Delta}''$ ) значень до значення  $X_m$ :

$$\bar{\Delta}' = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \Delta' X_i, \quad \bar{\Delta}'' = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \Delta'' X_i$$

де  $n$  - число реалізацій похибки при визначенні  $\bar{\Delta}'$  і  $\bar{\Delta}''$ ;

2. Середню квадратичну похибку:

$$\sigma[\Delta] = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\Delta X_i)^2}{n-1}},$$

(5.3)

де  $n$  - число вимірів;

3. Середню квадратичну похибку середнього арифметичного:

$$\sigma[\Delta_x] = \frac{\sigma[\Delta]}{\sqrt{n}},$$

(5.4)

що характеризує відхилення середнього арифметичного  $X_m$  від істинного значення часової затримки;

4. Випадкову похибку:

$$\sigma[\bar{\Delta}_x] = \alpha_{n,p} \sigma[\Delta_x],$$

(5.5)

де  $\alpha_{n,p}$  - коефіцієнт Стьюдента, який залежить від числа вимірів  $n$  і довірчої вірогідності  $p$ ;

5. Відносну похибку у відсотках:

$$E = \frac{\sigma[\bar{\Delta}_x]}{X_m} \cdot 100\%, \quad (5.6)$$

Похибка вимірів найважливішого ДП – часової затримки поширення КГС давачами досліджена на фоні заданого ідеалізованого сигналу, який генерується зовнішнім пристроєм. Методика дослідження похибки вимірів за допомогою комп'ютерного кардіографа полягає у виконанні наступних кроків :

1. Формування ідеалізованого сигналу КГС, імітуючого коливання стінок судини, за якою можливо розрахувати контрольні точки: максимуми і мінімуми амплітуди. Тривалість періоду коливань  $L0$  знаходиться в діапазоні значень 0,4-2 секунди, що складає приблизний діапазон можливих періодів серцебиття.

2. Моніторинг за допомогою давачів двох ідеалізованих сигналів КГС із різною часовою затримкою  $\Delta T_0$  один відносно одного. Величина  $\Delta T_0$  знаходиться в діапазоні значень 1 ... 100 мілісекунди.

3. Реєстрація сформованих сигналів із заданими характеристиками протягом заданого часу, який містить  $n$  повних періодів.

4. Обробка на ПК знятих сигналів за допомогою програмного забезпечення системи оцінки стану судин, установка контрольних точок, розрахунок часової затримки між коливаннями за кожен період  $X_i = \Delta t_i$ , де  $i=1..n$ .

5. Розрахунок середнього значення часового інтервалу затримки  $X_m = \Delta T_0$  згідно (5.1).

6. Звіряння  $X_m$  з отриманим  $\Delta t_i$ . Розрахунок абсолютної похибки кожного виміру  $\Delta X_i = |X_m - X_i|$  і абсолютній похибки групи вимірів  $\Delta X = |X - X_m|$ .

7. Розрахунок статистичних характеристик похибки виміру часової затримки згідно з виразами (5.2) - (5.4).

8. Визначення випадкової похибки, використовуючи вираз (5.5) і коефіцієнт Стюдента, прийнятий 2,0003 з таблиці для довірчої вірогідності 0,95 і 60 вимірів.

9. Зміна характеристик сигналів, їх повторна реєстрація за допомогою давачів КГС та оцінка похибок і їх статистичних характеристик для змінених часових затримок.

Форма сигналу, що подається на давачі КГС, має бути простою і забезпечуючою однозначну установку контрольних точок.

5.2 Обґрунтування вибору прикладного забезпечення для розв'язування наукової задачі

5.2.1. Призначення системи комп'ютерної математики MATLAB. Комп'ютерна математична система MATLAB (Matrix Laboratory) є універсальним програмним середовищем для виконання науково-дослідницьких та технічних розрахунків практично необмеженої складності. Як мова програмування, MATLAB була розроблена Клівом Моулером у кінці 1970-х років, у той час, коли він був деканом факультету комп'ютерних наук в Університеті Нью-Мексико. Метою цієї розробки була задача дати студентам факультету можливість використання програмних бібліотек Linpack і Eispack без необхідності вивчення мови програмування FORTRAN. Незабаром нова мова розповсюдилася серед інших університетів і була з великим інтересом прийнята вченими, що працюють в галузі прикладної математики. Дотепер в Інтернеті можна знайти версію 1982 року, написану на мові FORTRAN, яка розповсюджена з відкритим вихідним кодом [4]. У 1983 році під час візиту Кліва Моулера в Стенфордський Університет відбулося його знайомство з інженером Джоном Літлом. Спільними зусиллями вони переписали MATLAB на мову C і заснували в 1984 компанію The MathWorks для подальшого розвитку цієї програми. Переписані на C бібліотеки довгий час були відомі під ім'ям JASCRAC. Спочатку система MATLAB широко використовувалася для викладання лінійної алгебри та чисельних методів, а

також для проектування систем управління, але швидко завоювала популярність в багатьох інших наукових та інженерних галузях.

Нині система може використовуватися для розрахунків у багатьох галузях науки і техніки, таких як електро- і радіотехніка, динаміка, акустика, енергетика, економіка та ін. MATLAB є незамінним помічником у виконанні матричного аналізу, під час розв'язування завдань математичної фізики, статистичних, оптимізаційних і фінансово-економічних завдань, у дослідженні й обробці сигналів і зображень, візуалізації даних, наукової і технічної графіки.

Проте найбільшою мірою система орієнтована на виконання інженерних розрахунків, оскільки її математичний апарат спирається на обчислення з матрицями і комплексними числами. MATLAB містить багато процедур і функцій, необхідних під час виконання складних числових розрахунків і моделювання технічних і фізичних систем.

Основною перевагою системи MATLAB є її відкритість. Іншими словами, процедури і функції MATLAB можна не тільки використовувати, але і модифікувати. Користувач має можливість вводити в систему нові команди або функції, створювати власні програми і процедури або адаптувати існуючі процедури відповідно до своїх потреб. Цьому сприяє проста вбудована мова програмування системи MATLAB. Проте набір вбудованих функцій MATLAB настільки обширний, що для розв'язання більшості завдань важко не знайти відповідну функцію.

Більшість команд і функцій системи зберігаються у вигляді текстових файлів із розширенням `.m` (так званих `m`-файлів). Зустрічаються також файли на мові C. Усі ці файли, як уже наголошувалося, доступні для редагування. Користувач може створювати як окремі файли, так і цілі бібліотеки файлів, що робить число команд і функцій практично необмеженим, так що MATLAB можна розглядати як майже відкритий програмний продукт. Згадані `m`-файли можна створювати як за допомогою редактора `m`-файлів системи MATLAB, так і будь-якого іншого текстового редактора, наприклад в Microsoft Word. Створені користувачем `m`-файли використовуються так само, як і вбудовані в MATLAB процедури і функції.

Крім роботи з програмами, обчислення за допомогою середовища MATLAB можна виконувати «в режимі калькулятора», тобто отримувати результат відразу ж після введення потрібного оператора або команди.

Графічна галерея системи пропонує величезний набір різних дво- і тривимірних графіків, достатній для візуалізації найрізноманітніших даних. З її допомогою можна малювати лінії, поверхні, стовпчикові, кругові та інші діаграми. Водночас допускається вибір кольору, заливки, способу відображення ліній, поверхонь, масштабу, системи координат і безліч інших параметрів, необхідних для тонкого настроювання графіків. Зображення можна додатково забезпечувати поясненнями, графічними елементами і навіть складними математичними формулами, а після зберігати їх у внутрішньому форматі (з розширенням .fig) або в популярних графічних форматах.

Система MATLAB містить розроблені пакети розширень з додатковими функціями для їх використання під час розв'язування спеціалізованих завдань. Такі пакети називаються *Toolboxes*. Після встановлення системи MATLAB користувач може вибірково завантажити потрібні йому пакети.

### 5.2.2. Склад системи MATLAB.

Система MATLAB є об'єднанням математичного ядра, що включає мову програмування високого рівня, бібліотеки стандартних функцій, графічного інтерфейсу користувача і довідкової системи (рис. 1).

*Application Development Tools* – інструментальні засоби розробки додатків, що дозволяють створювати незалежні програмні продукти. До складу інструментальних засобів входять: MATLAB Compiler, MATLAB Web Server, MATLAB Runtime Server, MATLAB COM Builder і MATLAB Excel Builder.

За допомогою MATLAB Compiler, значно вдосконаленого в останній версії, майже будь-яку (з дуже незначними обмеженнями) програму на мові MATLAB можна на вибір перетворити у виконуваний модуль, бібліотеку C і C++, надбудову Microsoft Excel і COM-об'єкт (для створення двох останніх необхідні модулі Builder for Excel і Builder for COM відповідно).

Модуль MATLAB Web Server дозволяє користувачам системи MATLAB розробляти додатки для роботи у Web, що використовують стандартні



компоненти MATLAB. HTML-документи служать графічним інтерфейсом для розподілених додатків MATLAB. Таким чином, користувачам додатку не обов'язково знати систему MATLAB, більш того, сама система у них може бути навіть не встановлена.

MATLAB RunTime Server – це обчислювальний процесор системи MATLAB, поширюваний разом із додатком MATLAB для підтримки його функціонування. Він дозволяє будь-який створений користувачем додаток MATLAB легко і без великих витрат перетворити на незалежний продукт і поширювати, не турбуючись про збереження кодів.

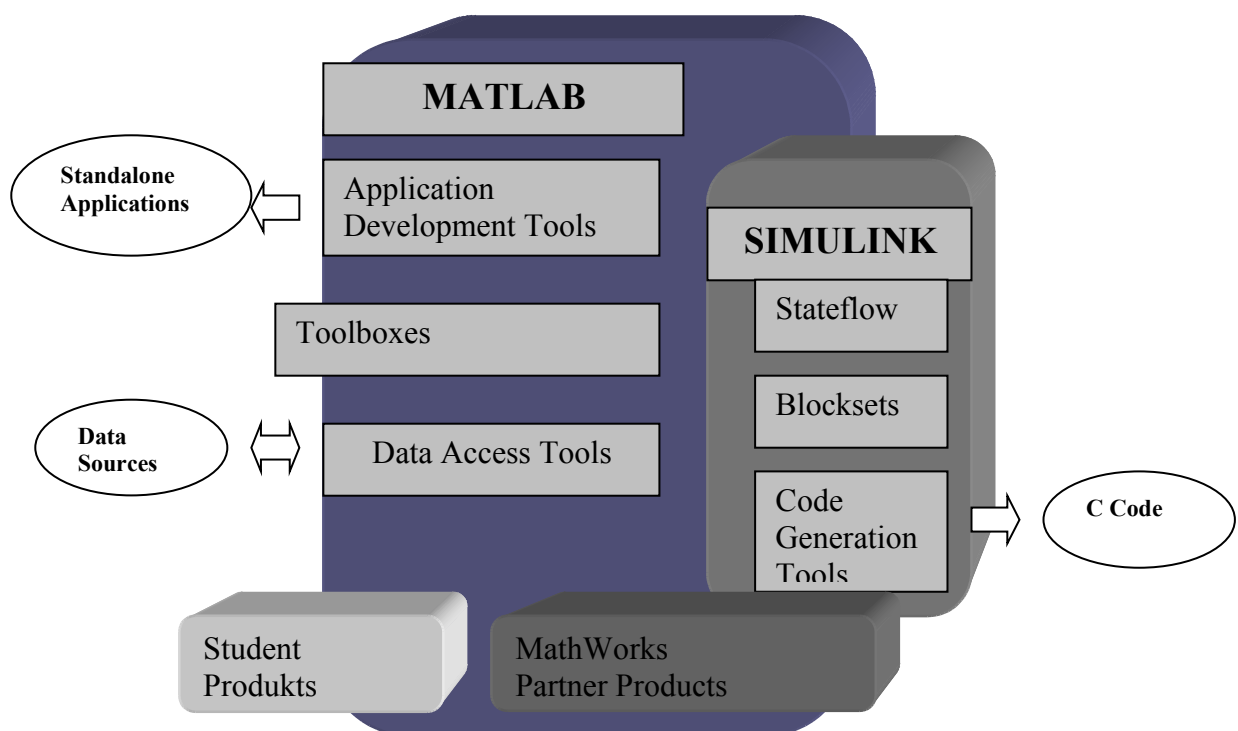


Рисунок 5.1 – Склад системи MATLAB

*Toolboxes* – пакети розширення, які призначені для збільшення можливостей систем MATLAB і SIMULINK у спеціалізованих галузях: Математика (Math and Analysis), Імпорт даних (Data acquisition and import), Обробка сигналів і зображень (Signal and Image Processing), Проектування систем управління (Control Design), Фінансові додатки (Financial Modelling and Analysis).

*Data Acquisition and Access Tools* – інструментальні засоби обміну даними, що застосовуються для обміну даних із зовнішніми пристроями

(осцилографами, генераторами періодичних сигналів та ін.), базами даних (Oracle, Access) і іншими додатками.

*MATLAB Student Version* – студентська версія системи MATLAB, яка дає можливість студентам придбати MATLAB, SIMULINK і пакети символічної математики Symbolic/Extended Math Toolbox із значними знижками. Інформацію про вартість студентських версій системи MATLAB можна отримати на сайті <http://www.mathworks.com>.

*Simulink* – інтерактивний інструмент для моделювання, імітації та аналізу динамічних систем. Він дає можливість будувати графічні блок-діаграми, імітувати динамічні системи, досліджувати працездатність систем і вдосконалювати проекти.

*Stateflow* – середовище розробки і моделювання кінцевих автоматів.

*Blocksets* – набори спеціалізованих блоків, що розширюють можливості використання стандартної версії SIMULINK. Їх використання дозволяє моделювати складні механічні системи, системи гідро-, пневмо- і електроавтоматики.

*Code Generation Tools* – інструментальні засоби створення коду призначені з метою перетворення блок-схеми моделі, реалізованої в Simulink, в оптимальний код на мові програмування C для його подальшого запису у вмонтовані додатки.

*Math Works Partner Products* – пакети розширення, випущені партнерами фірми MathWorks Inc. Вони є надбудовою над стандартним набором пакетів розширення, що входять в систему MATLAB.

Отже, використання пакету прикладних програм MATLAB дає змогу реалізувати процес проведення науково дослідження, яке полягає у реалізації синфазного методу опрацювання сфінгографічного сигналу.

### 5.3 Висновки до розділу 5

У розділі описано метрологічне забезпечення медико-біологічних досліджень кардіографічного сигналу та проведено обґрунтування вибору

Matlab як програмного забезпечення для розв'язання наукової задачі, а саме є компонентного методу визначення характеристик кардіографічного сигналу на базі моделі у вигляді періодично корельовано випадкової послідовності для підвищення можливостей комп'ютерних кардіографічних систем.

## РОЗДІЛ 6

## ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

## 6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи

В системі чинників економічного і соціального розвитку інноваційні процеси займають одне з перших місць. В дослідженнях структури інноваційних процесів, як правило, дотримуються схеми: «наукові дослідження-розробки-виробництво-маркетинг-продаж». Фахівці США поглиблюють наведену схему: «фундаментальні дослідження – прикладні дослідження – розробки – дослідження ринку – конструювання – дослідне виробництво – ринкове випробування – комерційне виробництво».

Наукові дослідження, які є основою наступних стадій інноваційних процесів, класифікують по трьом видам: фундаментальні, пошукові та прикладні.

Фундаментальні дослідження проводять з метою отримання систематизованих даних щодо певної науково-технічної проблеми, виявлення нових закономірностей і принципів розвитку світу, обґрунтування нових понять, створення нових теорій.

Пошукові дослідження розвивають фундаментальні розробки з метою їх практичної використання, тобто вони спрямовані на конкретний науково-технічний результат.

Прикладні наукові дослідження, в свою чергу, базуються на пошукових і проводяться для розробки нових чи удосконалення існуючих технологічних процесів; створення матеріалів з особливими властивостями; принципово нових зразків машин, обладнання, приладів, оснащення, високотехнологічних наукомістких виробництв.

І, нарешті, розробки – технологічні, дослідно-конструкторські, проектні, організаційні роботи, які включають створення техніко-економічної документації для освоєння нововведень (нових технологій, нової продукції та

виробництв, споруд, прогресивних методів організації та управління виробництвом) та їх дослідно-експериментального випробування.

Основне завдання економічного обґрунтування – довести, що тема досліджень, яку опрацьовує магістрант, має, перш за все, наукову, технічну, а також економічну, соціальну або екологічну значущість і сприяє тим самим зростанню темпів науково-технічного прогресу в цілому. З цією метою акцентується увага на масштабах виробництва і використання продукції, на підвищення якості або удосконалення виробництва якої направлена тема магістерської роботи.

У разі, коли дослідження має фундаментальний або фундаментально-пошуковий характер необхідно висвітлити науково-технічне значення даної сфери знань та перспективи, які розкривають дослідження по темі магістерської роботи.

Ця частина економічного розділу повністю формується на основі критичного опрацювання фахових публікацій останніх років, які присвячені питанням, що стосуються теми дослідження. Всі викладки цієї частини повинні спиратись на конкретні кількісні оцінки експлуатаційних та технологічних властивостей матеріалів та виробів, обсягів їх виробництва та використання, режимів технологічних процесів, ринкової вартості виробів та технологічних матеріалів, сировини, енергоресурсів тощо з відповідним посилками в тексті на першоджерела.

Результатом цього розділу має стати чітко сформульована науково-технічна проблема, на вирішення якої повинна бути направлена дана дослідницька робота. Таким чином, сформульована проблема і тема науково-дослідницької роботи повинні знаходитись у логічній єдності між собою.

## 6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Розрахунок усіх витрат організації-виконавця НДР, пов'язаних з виконанням теми, дає можливість встановити її собівартість або кошторисну вартість. Кошторис розробляє виконавець робіт на основі календарного плану

проведення досліджень і затверджує замовник або орган, що забезпечує фінансування робіт. Як правило, кошторис складається до початку виконання робіт і тому називається плановим.

Встановлення величини витрат на проведення робіт по темі в розрізі типових статей кошторисної вартості (калькуляції собівартості) НДР наводяться нижче.

6.2.1 Витрати на оплату праці. Витрати за цією статтею включають заробітну плату безпосередніх виконавців теми, а заробітна плата адміністративно-управлінського персоналу, працівників дослідних виробництв включаються в кошторисну вартість теми через статтю «Накладні витрати». Крім цього, слід враховувати, що для тем, які фінансуються за рахунок держбюджету прибуток не планується і тому в дану статтю витрат включається тільки основна заробітна плата (без премій та інших виплат, що здійснюються із прибутку). Витрати на оплату праці розраховують на основі даних про трудомісткість окремих робіт по темі (табл. 6.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців.

Загальна трудомісткість робіт, що виконуються безпосередньо студентом (інженером - дослідником), визначається навчальним планом відповідного напрямку підготовки.

Таблиця 6.1

### Трудомісткість робіт по темі НДР

Найменування робіт по темі дослідження	Трудомісткість за виконавцями, людино-днів					
	Провідний науковий співробітник	Старший науковий співробітник	Молодший науковий співробітник	Інженер	Лаборант	Студент
1	2	3	4	5	7	8
1. Уточнення та конкретизація завдань по темі дослідження	2	2	1	–	–	2
2. Аналіз науково-технічних публікацій з теми	1	2	3	–	–	7
3. Розроблення математичної моделі	3	3	4	–	–	5

## Продовження таблиці 6.1

1	2	3	4	5	7	8
4. Розроблення методу оцінювання варіабельності рівня глюкози	3	3	4	–	–	5
5. Експериментальні дослідження варіабельності рівня глюкози	2	2	2	2	2	2
6. Формування звіту по НДР	5	7	7	7	7	7
Разом за виконавцями теми	16	20	21	9	9	28

Подальші розрахунки витрат на оплату праці проводиться за алгоритмом, зрозумілим із табл. 6.2.

Середньоденна заробітна плата за категоріями виконавців розраховується шляхом ділення їх посадового місячного окладу на 21,2 (де 21,2 – усереднене число робочих днів за місяць).

Таблиця 6.2

**Розрахунок витрат на оплату праці**

Посада виконавців теми	Планова трудомісткість, люд-днів	Заробітна плата, грн		
		Посадовий місячний оклад	Середньоденна зарплата	Усього за виконавцями
1. Провідний науковий співробітник	16	5136	242,26	3876,16
2. Старший науковий співробітник	20	4800	226,42	4528,4
3. Молодший науковий співробітник	21	4128	194,72	4089,12
4. Інженер	9	2912	137,36	1236,24
5. Лаборант	9	2320	109,43	984,87
6. Студент	28	2320	109,4361,42	2980,04
Разом оплата праці з теми				17694,83

6.2.2 Відрахування на соціальні заходи. До цієї статті витрат належать виплати у вигляді єдиного соціального внеску, які здійснює

організація – виконавець теми в пенсійний фонд в розмірі 22%, що становить 3892,86 грн. від загальних витрат на оплату праці.

Базою вказаного нарахування слугують загальні витрати на оплату праці по темі (табл.6.2).

6.2.3 Обладнання, необхідне для проведення досліджень. В даній статті враховують вартість усіх видів матеріалів, необхідних для проведення НДР, з вирахуванням вартості зворотних відходів.

Тематика дослідницьких робіт, які виконуються на факультеті прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, передбачає використання, перш за все, комп'ютерів для моделювання рентгенівського випромінювання та його впливу, та формування матеріалів звітності, оргтехніки та інші.

Розрахунки зведено за формою у табл.6.3

Таблиця 6.3

### Розрахунки витрат на обладнання

Найменування обладнання	Одиниця виміру	Кількість	Ринкова ціна за одиницю, грн	Сума,грн.
1. Програмне забезпечення	шт	1	5000	5000
1. ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	шт	1	14000	14000
2. Принтер лазерний	шт	1	2000	2000
3. Кабель для підключення апаратури до ПК	шт	1	200	200
Загальні витрати на матеріали				21200

6.2.4 Енергоносії для проведення досліджень. На підприємстві електроенергія використовується для освітлення, живлення комп'ютерної техніки та оргтехніки.

$$Z_{cm} = \sum_{i=1}^n P_i \cdot k_i \cdot t_i \cdot C_i,$$

(6.1)



де  $P_i$  – витрата  $i$ -го виду матеріального ресурсу, натуральні одиниці;  
 $C_i$  - ціна за одиницю  $i$ -го виду матеріального ресурсу, грн;  
 $k_i$  – коефіцієнт використання потужності  $i$ -го виду матеріального ресурсу;  
 $t_i$  – час роботи  $i$ -го виду матеріального ресурсу;  
 $i$  - вид матеріального ресурсу;  
 $n$  - кількість видів матеріальних ресурсів.

Якщо для проведення НДР використовується електрообладнання, то необхідно розрахувати витрати на електроенергію за формою (6.1), наведеною в таблиці 6.4.

Таблиця 6.4

#### Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Паспортна потужність, Вт	Коефіцієнт використання потужності	Час роботи обладнання для розробки АІС, год	Ціна електроенергії, Грн/ (кВт/год)	Сума, грн.
ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	300	0,15	100	2,15	9675
Принтер лазерний	910	0,25	3	2,15	1467,38
Лампи розжарювання (освітлення)	100	0,85	10	2,15	1827,5
РАЗОМ витрати на електроенергію					12969,5

6.2.5 Витрати на службові відрядження. Дані витрати складаються із фактичних витрат на службові відрядження штатних працівників, зайнятих виконанням НДР: витрат на проїзд до місця відрядження і назад; витрат на проживання у готелі; добових витрат, які розраховуються на кожний день перебування у відрядженні, враховуючи час перебування в дорозі, та деякі інші.

Під час виконання НДР здійснюються ряд відряджень, які пов'язані із доповідями на конференціях, які наведено у таблиці 6.5.

**Приблизні витрати на службові відрядження**

Тип відрядження	Кількість	Приблизна вартість відрядження
Конференція	5	4000
Здача звітів НДР	1	1000
Впровадження результатів НДР	3	3000
Всього	–	8000

6.2.6. Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми. Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл.6.6).

Таблиця 6.6

**Планова калькуляція кошторисної вартості НДР**

Найменування статей витрат	Сума, грн	Обґрунтування
1	2	3
1.Витрати на оплату праці	17694,83	Відповідно до розрахунків
2.Відрахування на соціальні заходи	3892,86	Відповідно до діючих загальнодержавних нормативів
3.Обладнання для проведення досліджень	21200	Відповідно до розрахунків
4.Енергоносії для проведення досліджень	12969,5	Відповідно до розрахунків
5.Витрати на службові відрядження	8000	Відповідно до розрахунків
6.Інші невраховані прямі витрати по темі	6375,72	10% від суми прямих розрахованих витрат по темі
7.Кошторисна вартість теми	70132,91	Сума попередніх статей

Кінцевим результатом науково-дослідницьких робіт є досягнення наукового, науково-технічного, економічного, соціального, екологічного та інших видів ефектів.

Науковий ефект від виконання теми передбачає приріст наукових знань у певній сфері науки, а науково-технічний ефект характеризує можливість використання цих наукових знань в інших наукових напрямках та при розробці принципово нових технічних рішень. Економічний ефект відображає потенціал НДР в досягненні кращого співвідношення результатів виробництва до витрат і

має прогнозний характер. Соціальний ефект заводиться до збільшення числа робочих місць, поліпшення умов праці та побуту, скорочення тривалості робочого тижня, розвитку охорони здоров'я, науки, культури, освіти. Екологічний ефект полягає в поліпшенні стану навколишнього середовища, зменшенні електромагнітного та іонізуючого випромінювання тощо.

### 6.3. Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи

Економічна оцінка фундаментальних і пошукових НДР у вартісному вимірі, як правило, неможливо, бо ймовірність доведення результатів таких досліджень до конкретного практичного застосування невелике. Для таких досліджень рекомендується [114] визначати науковий та науково-технічний ефект, який враховує результати наукових досліджень та їх значущість для прискорення науково-технічного прогресу та розвитку національної економіки.

Науковий та науково-технічний ефект рекомендується оцінювати коефіцієнтом науково-технічної ефективності ( $E_{nm}$ ) за допомогою формули:

$$E_{nm} = \frac{\sum B_i \cdot B_{ij}}{\sum B_i \cdot B_{ij}^{\max}}, \quad (6.2)$$

де  $B_i$  – нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності (табл. 6.7);

$B_{ij}$  – середнє значення балу, який виставляється експертами і-му фактору;

$B_{ij}^{\max}$  – максимально можливе значення балу (табл. 6.7);

$i$  – порядковий номер фактору;

$j$  – відповідна характеристика і-го фактора.

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності наведені в табл.6.7.

**Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів  
науково-технічної ефективності**

Фактори ( $i$ )	Коефіцієнти вагомості ( $B_i$ )
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	0,25
2.Глибина наукового опрацювання	0,16
3.Ступінь ймовірності успіху	0,09
4.Перспективність використання результатів	0,25
5.Масштаб можливої реалізації результатів	0,15
6.Завершеність одержаних результатів	0,10
Разом	1,00

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР наведена в табл. 6.8.

Таблиця 6.8

**Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР**

Фактор наукової та науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Оцінка фактора	
		Якісна	Бальна $A_{ij}^{\max}$
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
1.Новизна одержаних або передбачуваних результатів	Одержані принципово нові результати, раніше невідомі в науці, розроблена нова теорія, відкрита нова закономірність	Висока	10
	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	Середня	7
	Позитивне вирішення поставлених задач на підставі простих узагальнень, аналіз зв'язків між факторами, розповсюдження відомих наукових принципів на об'єкти	Недостатня	3
	Опис окремих елементарних фактів, передача та поширення отриманих раніше результатів, реферативні огляди	Тривіальна	1
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена значна кількість експериментів по нетрадиційним методикам, виконані складні теоретичні розрахунки, підтверджені експериментальними даними	Істотна	10

1	2	3	4
	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	Середня	6
	Проведена недостатня кількість експериментів, виконані прості теоретичні розрахунки без експериментальної перевірки	Несуттєва	1
3.Ступінь ймовірності успіху	Висока ймовірність повного вирішення поставлених задач НДР	Значна	10
	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	Помірна	6
	Низька ймовірність вирішення поставлених задач, отримання позитивних результатів сумнівне	Незначна	1
4.Масштаб використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	Широкий	10
	Результати можуть бути використані в конкретному науковому напрямку при розробці нових технічних рішень, спрямованих на суттєве підвищення продуктивності суспільної праці	Достатньо широкий	8
	Результати будуть використані при проведенні наступних НДР, при розробці нових технічних рішень в конкретній галузі	Достатній	5
5.Ступінь реалізації результатів	Строк впровадження, роки: До 2	Висока	10
	До 4	Середня	7
	До 6	Достатня	4
	Більше 6	Недостатня	2
6.Завершення одержаних результатів	Авторське свідоцтво, стаття в фаховому виданні, методика, інструкція, класифікатор, стандарти, нормативи.	Висока	10
	Технічне завдання на прикладну НДР	Середня	8
	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	Достатня	6
	Огляд, інформаційне повідомлення	Недостатня	3

Кількісна оцінка факторів науково-технічної ефективності НДР здійснюються експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне. Отримані результати зводять за формою табл. 6.9.

### Результати розрахунків науково-технічної ефективності НДР

Фактори науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Розрахунок $B_{ij}$			$B_{ij}^{\max}$
		Експертні оцінки		$B_{ij}$	
		1	2		
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	3	3	3	10
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	6	6	6	10
3.Ступінь ймовірності успіху	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	6	6	6	10
4.Перспективність використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	10	10	10	10
5.Масштаб можливої реалізації результатів	До 2 років	10	10	10	10
6.Завершеність одержаних результатів	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	6	6	6	10

Розраховане за виразом 6.2 значення  $E_{nm}$  буде відображати рівень наукової та науково-технічної ефективності конкретної теми фундаментального чи пошукового дослідження:

$$E_{nm} = \frac{0.25 \cdot 3 + 0.16 \cdot 6 + 0.09 \cdot 6 + 10 \cdot 0.25 + 10 \cdot 0.15 + 6 \cdot 0.1}{1 \cdot 10} = 0,685.$$

Загальну оцінку магістерської НДР можна здійснити, користуючись даними табл. 6.10.

**Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності  
фундаментальних та пошукових НДР**

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності		Можливі рекомендації по результатам виконання НДР
Розраховане значення $E_{нт}$	Загальна якісна оцінка ефективності	
0,91-1,00	Відмінно	Оформлення авторського свідоцтва, публікація у фаховому виданні, продовження досліджень по даній тематиці
0,76-0,90	Дуже добре	
<b>0,61-0,75</b>	<b>Добре</b>	<b>Рекомендації можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів</b>
0,36-0,60	Достатня	Переглянути технічне завдання у разі продовження досліджень по даній темі
Менш 0,35	Незадовільна	Здійснити всебічний аналіз отриманих результатів по темі

#### 6.4 Висновки до розділу 6

У розділі на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних встановлено, що планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі становить 70132,91 грн., а кількісна оцінка науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи, яка здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне, що складає 0,685 від максимального числа 1, а рекомендації по результатам виконання НДР можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів.

## РОЗДІЛ 7

## ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

## 7.1 Охорона праці

Оскільки, у дипломній роботі магістра розглядається питання, яке стосується виявлення евентуальних ритмічних біосигналів для систем тривалого моніторингу, то доцільно розглянути заходи охорони праці при роботі із комп'ютерними діагностичними системами.

При проведенні виявлення евентуальних ритмічних біосигналів у комп'ютерних діагностичних системах необхідно дотримуватись норм і правил охорони праці. Перелік нормативно-правових актів, які регулюють цю питання, досить широкий. Наприклад, ст. 21 Кодексу законів про працю України визначає обов'язки роботодавця щодо забезпечення працівникам комфортних та безпечних умов праці, а ст. 13 Закону України «Про охорону праці» закріплює це право з позиції охорони праці. Більшість нормативних актів — акти підзаконного рівня - правила, інструкції, державні санітарні правила і норми (ДСанПН) тощо, якими врегульовуються окремі моменти щодо власне конструкції комп'ютерної техніки, особливостей облаштування приміщень для роботи з нею та ряду інших вимог.

Як основні можна назвати: — Наказ Держгірпромнагляду України «Про затвердження Правил охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин» від 26 березня 2010 р. № 65; — Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ДСанПН 3.3.2.007-98, затвержені постановою Головного державного санітарного лікаря України від 10 грудня 1998 р. № 7; — Примірна інструкція з охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин, затверджена наказом Міністерства доходів і зборів України від 5 вересня 2013 р. № 443.

Згідно вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями (Наказ Міністерства соціальної політики України № 207



від 14.02.2018 р.) для забезпечення безпеки та захисту здоров'я працівників усе випромінювання від екранних пристроїв має бути зведене до гранично допустимого рівня (вплив на людину факторів довкілля - шуму, вібрації, забруднювачів, температури тощо, який не спричиняє соматичних або психічних розладів, а також змін стану здоров'я, працездатності, поведінки, що виходять за межі пристосувальних реакцій) з погляду безпеки та охорони здоров'я працівників.

Під час розробки завдань, які передбачають використання комп'ютерної діагностичної системи необхідно керуватися таким програмним забезпеченням, яке відповідає розв'язуваним завданням і є простим у використанні, а де необхідно - адаптованим до рівня знань і досвіду працівника.

Під час облаштування робочого місця працівника з екранними пристроями необхідно обирати таке устаткування, яке не створює зайвого шуму та не виділяє надлишкового тепла. Рівні шуму на робочих місцях осіб, які працюють з екранними пристроями, мають відповідати вимогам Санітарних норм виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку ДСН 3.3.6.037-99, затверджених постановою Головного державного санітарного лікаря України від 01 грудня 1999 року № 37.

Мікроклімат кабінету з робочими місцями працівників з екранними пристроями має підтримуватись на постійному рівні та відповідати вимогам Санітарних норм мікроклімату виробничих приміщень ДСН 3.3.6.042-99, затверджених постановою Головного державного санітарного лікаря України від 01 грудня 1999 року № 42 (далі - ДСН 3.3.6.042-99).

Таким чином, створення сприятливих умов праці і правильне естетичне оформлення робочих місць має велике значення як для полегшення праці, так і для підвищення привабливості, позитивно впливаючою на продуктивність праці.

## 7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

У підрозділі розглянуто питання природних та штучних джерел опромінення, їх параметри та вплив електромагнітного випромінювання на людину.

Природні та штучні джерела електромагнітних полів (ЕМП). Параметри полів і випромінювань. Діапазони електромагнітних хвиль. Інтенсивний розвиток електроніки, радіо- та комп'ютерної техніки викликав забруднення природного середовища електромагнітними випромінюваннями. Джерела електромагнітних полів (ЕМП) можуть бути природного та антропогенного характеру.

*Штучними джерелами* випромінювань є потужні радіотелевізійні, радіолокаційні станції, станції мобільного зв'язку, недосконалі комп'ютери, високовольтні лінії електрозв'язку, електротранспорт, електростанції й підстанції, промислові установки високочастотного нагріву, вимірювальні прилади, мікрохвильові печі, телевізори, електроплити, праски, холодильники, а також будь-які елементи, що підключені до мережі.

До *природних джерел* належать: Земля, Сонце, Космос. Електричне поле Землі має середню напруженість  $E = 130$  н/м. Менша напруженість у полюсів, більша - у екватора. Ці величини змінюються під впливом сонячної активності, енергії космічних випромінювань. До цих вічно існуючих полів і випромінювань адаптувалося усе живе.

Електромагнітні випромінювання антропогенного походження розглядають як один з різновидів енергетичних забруднювачів, тому що вони негативно впливають на організм людини, на інші живі організми та здійснюють шкідливий вплив на екологічні системи ЕМП мають енергію і поширюються у вигляді електромагнітних хвиль. Основними параметрами електромагнітних хвиль є довжина хвилі, частота коливань, швидкість поширення. Мірою вимірювання забруднення електромагнітними полями є напруженість (В/м).

Частота коливань визначається в герцах (Гц) . Класифікація електромагнітних випромінювань за частотою:

- низькочастотні випромінювання (НЧ): 0,003 Гц-30 кГц;
- радіохвилі високочастотного (ВЧ) діапазону: 30 кГц-300 МГц;
- радіохвилі ультрависокочастотного діапазону (УВЧ): 30300 МГц;
- надвисокочастотні СВЧ: 300 МГц-300 ГГц

Чинники, від яких залежать наслідки дії ЕМП на біологічні об'єкти. Наслідки впливу ЕМП на людину. Заходи захисту від ЕМП. Рівень інтенсивності ЕМП в зв'язку з зростанням кількості їх джерел та потужності наразі різко виріс. В деяких районах він в сотні раз перевищує значення середнього натурального "природного фону". Електромагнітні поля негативно впливають на людей, які безпосередньо працюють із джерелами випромінювань, а також на населення, яке проживає поблизу джерел випромінювання. Ступінь впливу електромагнітних випромінювань на організм людини залежить від діапазону частот, інтенсивності впливу відповідних чинників, тривалості опромінення, характеру випромінювання, режиму опромінення, розмірів поверхні тіла, яка опромінюється та індивідуальних особливостей організму.

Рівень електромагнітних випромінювань у районах, де розташовані потужні радіопередавальні та локаційні станції, часто перевищує допустимі санітарні норми, що дуже шкодить здоров'ю людей, які мешкають поруч таких станцій. Вплив ЕМП характеризується *біологічною дією*. Вони завдають шкоди нервовій системі, спричинюють головний біль і сильну втому, зумовлюють розвиток неврозів, безсоння, зниження точності робочих рухів, млявість, порушення в системах і органах (шлунку, печінки, селезінки, підшлункової залози), функціональні зсуви в діяльності нервово-психічної, серцево-судинної, ендокринної, кровотворної систем, фіксуються зміни показників білкового та вуглеводного обміну, змінюється склад крові, зафіксовані порушення на клітинному рівні Вплив ЕМП на біологічні об'єкти залежить від інтенсивності опромінення .

*Теплова дія* характеризується загальним підвищенням температури тіла, подібним до пропасного стану або локалізованого нагріву тканини. Впливаючи на живу тканину організму, ЕМП викликає змінну поляризацію молекул і атомів, які складають клітини, внаслідок чого відбувається небезпечний нагрів. Надмірне тепло може нанести шкоду окремим органам і всьому організму людини. Особливо шкідливий перегрів таких органів, як очі, мозок, нирки тощо. З ростом інтенсивності проявляється вплив на нервову систему, умовно-рефлекторну діяльність, клітини печінки, підвищення тиску, викликає зміни у корі головного мозку, втрату зору.

Для запобігання професійних захворювань, які виникають під впливом ЕМП, розроблені на основі медикобіологічних досліджень санітарні норми та правила щодо радіотехнічних і електротехнічних об'єктів. Вони регламентують також умови експлуатації з метою охорони населення від шкідливого впливу випромінювань.

Для захисту людини від дії електромагнітних опромінювань застосовуються різні засоби і заходи захисту: захист часом, відстанню, екранування джерел випромінювання, зменшення випромінювання безпосередньо в самому джерелі випромінювання, встановлення санітарних кордонів навколо джерела ЕМП, екранування робочих місць, виділення зон випромінювання, дистанційний контроль і керування в екранованому приміщенні, медичні огляди, додаткова відпустка, скорочені робочі дні, застосування засобів індивідуального захисту.

### 7.3 Висновки до розділу 7

Даний розділ роботи висвітлює питання радіаційного захисту персоналу рентгенкабінетів та проведено аналіз природних та штучних джерел опромінення, їх параметри та вплив електромагнітного випромінювання на людину.

## РОЗДІЛ 7

### ЕКОЛОГІЯ

До важливих чинників забруднення навколишнього середовища відноситься збільшення фону електромагнітного випромінювання від чисельних електротехнічних пристроїв, збільшення звукового фону, а також збільшення радіоактивного фону. Поки що ще недостатньо вивчена фонові дії на процеси, які відбуваються в організмі живих істот. Відмічено, що у сильному електромагнітному полі жива протоплазма розвивається більш інтенсивно. Можливо, що ефект акселерації, який почався з 1920 років, частково пов'язаний із збільшенням електромагнітного поля. Саме в цей час почала широко застосовуватися електротехніка і почалося будівництво потужних радіоантен.

#### 7.1 Екологічний вплив електромагнітного випромінювання

Інтенсивний розвиток електроніки та радіотехніки викликав забруднення природного середовища електромагнітними випромінюваннями (полями). Головними їхніми джерелами є радіо-, телевізійні і радіолокаційні станції, високовольтні лінії електропередач, електротранспорт. Поблизу кожного обласного центру, багатьох районних центрів, великих міст розташовані телевізійні центри або ретранслятори, радіоцентри, засоби радіозв'язку різного призначення.

Рівень електромагнітних випромінювань у таких районах (діапазон радіочастот об'єктів може змінюватися від 50— 100 Гц до 100 ГГц) часто перевищує допустимі гігієнічні норми й дуже шкодить здоров'ю людей, що мешкають поруч.

Мірою забруднення електромагнітними полями є напруженість поля (В/м). Ці поля завдають шкоди перш за все нервовій системі. Так, напруженість поля 1000 В/м спричинює головний біль і сильну втому, більші значення зумовлюють розвиток неврозів, безсоння, важкі захворювання.

Існують розроблені на основі медико-біологічних досліджень санітарні норми та правила щодо радіотехнічних і електротехнічних об'єктів. Вони регламентують умови їхньої експлуатації з метою охорони населення від шкідливого впливу електромагнітних випромінювань.

Зростання енергетичних потужностей становить небезпеку для довкілля — розширюється мережа та зростає напруга повітряних ліній електропередач. Вони негативно впливають на нормальний розвиток тваринного та рослинного світу.

Спеціальні дослідження показали, що технічно найперспективнішими є лінії надвисокої та ультрависокої напруги (760— 1150 кВ), котрі становлять небезпеку. Навколо них утворюються потужні електромагнітні поля, які негативно впливають на людину, порушують природну міграцію тварин, процеси росту рослин тощо.

Основні методи визначення забруднень. Турботу про стан навколишнього середовища стимулювала, започаткована в 1972 році, міжнародна програма UNEP (United Nation Environment Protection — Охорона навколишнього середовища ООН), яка передбачає глобальний моніторинг навколишнього середовища. Під моніторингом розуміється система спостереження, контролю прогнозу та управління екологічними процесами. Моніторинг дозволяє виявляти критичні та екстремальні ситуації, фактори антропогенного впливу на довкілля, здійснювати оцінку та прогноз стану об'єктів спостереження, керувати процесами взаємовпливу об'єктів гідросфери, літосфери, атмосфери, біосфери та техносфери.

Таким чином, суть моніторингу зводиться до таких функцій:

- контролю за станом об'єктів екосистеми;
- контролю за джерелами поширення екологічної рівноваги;
- моделювання та прогнозу екологічного стану екосистеми;
- керування екологічними процесами.

Важливими елементами моніторингу є визначення гранично допустимих концентрацій (ГДК) шкідливих хімічних домішок у повітрі, воді, ґрунті, продуктах харчування.

Гранично допустима концентрація — максимальна кількість шкідливих речовин в одиниці об'єму або маси середовища води, повітря або ґрунту, яка практично не впливає на стан здоров'я людини. ГДК встановлюється компетентними установами, комісіями як норматив. Останнім часом при нормуванні ГДК враховують не лише вплив забруднювачів на стан здоров'я людини, але й їхній вплив на диких тварин, рослин, гриби і мікроорганізми, природні угруповання, а також клімат, прозорість атмосфери і санітарно-побутові умови життя. Зараз у більшості країн встановлено значення ГДК більш ніж для 700 шкідливих газів, парів і пилу в повітрі. Гранично допустиме навантаження (ГДН) — граничне значення господарського або рекреаційного навантаження на природне середовище, яке встановлюється з врахуванням ємності природного середовища або ресурсного потенціалу, здатності до саморегуляції і відтворення з метою охорони навколишнього середовища від забруднення, виснаження і руйнування.

Ці нормативи мають законодавчу силу і є юридичною основою для санітарного контролю.

Для всіх об'єктів, які забруднюють атмосферу, розраховують і встановлюють норми гранично допустимих викидів (ГДВ). Гранично допустимі викиди — це кількість шкідливих речовин, що не має перевищуватися під час викиду в повітря за одиницю часу, і концентрація забруднювачів повітря, яка на межі санітарної зони не повинна перевищувати ГДК. Виконується інвентаризація джерел забруднення атмосфери для кожного підприємства, а також екологічна паспортизація всіх об'єктів, які забруднюють довкілля.

У зв'язку з тим, що в реальних умовах людина відчуває на собі комбіновану, комплексну і сумісну дію хімічних, фізичних та біологічних факторів навколишнього середовища і це реальне навантаження визначає можливі зміни у стані здоров'я, введено поняття максимально допустимого навантаження (МДН). Під МДН слід розуміти таку максимальну інтенсивність дії всієї сукупності факторів навколишнього середовища, яка не справляє прямого чи опосередкованого шкідливого впливу на організм людини та її нащадків і не погіршує санітарних умов життя. В Україні стан довкілля нині

контролюється кількома відомствами і міністерствами. Держкомгідромет України здійснює спостереження за станом атмосферного повітря на стаціонарних пунктах державної системи спостережень, він же організовує спостереження за станом атмосферних опадів, за метеорологічними умовами, за станом поверхневих, підземних вод суші та морських вод на пунктах спостереження, за станом озонowego шару у верхній частині атмосфери.

Мінекобезпеки України контролює джерела промислових викидів у атмосферу, дотримання норм ГДВ, норм скидів стічних вод, тимчасово погоджених скидів (ТПС) і гранично допустимих скидів (ГДС), контролює якість поверхневих вод суші, стан ґрунтів.

Важлива роль в питаннях контролю за станом довкілля належить Міністерству охорони здоров'я, лісового господарства, сільського господарства України, Держкомгеології, держводгоспу, держкомзему України та їхнім відділам в областях та районах.



## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

Аналіз стану проблеми вказав на те, що у сучасній медичній діагностиці зростають вимоги до типу та обсягів отриманої інформації про стан людського організму, що тягне за собою підвищення складності фізичних вимірювань.

Вимагають вирішення фізичні та технічні проблеми, які виникають у системах медичної інтроскопії і пов'язані із накопиченням даних, необхідних для візуалізації перерізу. А це в свою чергу вказує на необхідність подальшого удосконалення систем медичної інтроскопії та уможливлення їх подальшого застосування для оцінювання функціонального стану людини в напрямі підвищення точності, покращеної роздільної здатності, автоматичності, інтерактивності та функціональної ефективності.

Для вирішення поставленої задачі аналізу структурних характеристик зображень у системах медичної інтроскопії необхідно побудувати математичну модель, яка описує взаємодію рентгенівського випромінювання з біологічним середовищем.

Розроблено комп'ютерну імітаційну модель медичного зображення та створено спрощену математичну модель томографічного зображення. Отримано радоніський образ томографічного зображення. Проведено реконструкцію зображення та підібрано параметри для покращення якості томографічного зображення.

Для вирішення проблеми підвищення якості комп'ютерних томограм запропоновано використовувати математичні методи обробки медичних зображенні засобами MATLAB, які дозволяють отримати більш контрастні й детальні комп'ютерні томограми.

## Бібліографія

1. Физика визуализации изображений в медицине : в 2-х томах. Т.2: пер с англ. / Под. Ред С. Уебба. – М.: Мир, 1991. – 408 м.
2. Троицкий И.Н. Статистическая теория томографии / И.Н. Троицкий. – М.: Радио и связь, 1989.
3. Хермен Г. Восстановление изображений по проекциям / Г. Хермен. – М.: Мир, 1983.
4. Троицкий И.Н. Компьютерная томография / И.Н. Троицкий. – М.: Знание, 1988.
5. Вишняков Г.Н. Оптическая томография / Г.Н. Вишняков, Г.Г. Левин. – М.: Радио и связь, 1989.
6. Реконструктивная вычислительная томография (тематический выпуск): Обзор номера / Г.Т. Хермен // ТИИЭР: Пер. с англ. — 1983. — Т. 71, №3. — С. 5–7.
7. Исимару А. Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах. Т. 1, Т. 2. – М.: Наука, 1981.
8. Антонов О.С., Антонов А.О., Еникеева Р.И., Виноградова Е.В. Система получения, обработки, хранения и передачи диагностических изображений. Компьютерная технология работы рентгеновского отделения // Радиология – практика. 2001. – №3. – С. 9-82.
9. Антонов О.С., Антонов А.О., Третьяков В.П., Штарк М.Б. Цифровая рентгенография (опыт практического применения) // Автометрия. – 1996. – №6. – С. 16-31.
10. Рентгеновские диагностические аппараты / под ред. Н.Н. Блинова, Б.И. Леонова. – М.: ВНИИМТ, НПО "Экран", 2001. – Т.1. – 192 с.
11. Рентгентехника: справочник в 2-х кн. / А.А. Албухов, К.В. Ключева. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Машиностроение, 1992. – Кн. 2. – 368 с.
12. Ананьева Н.И. КТ- и МРТ -диагностика острых ишемических инсультов / Н.И. Ананьева , Т.Н. Трофимова. – СПб. мед. акад. последиплом. образования. – СПб.: СПбМАПО. – 2009. – 135 с.

13. Фокина В.А. Компьютерная томография. Руководство для врачей / В.А. Фокина – С-Петербург.: ФОЛИАНТ. – 2011. – 706 с.
14. Веснин А.Г. Атлас лучевой диагностики опухолей опорно-двигательного аппарата. Ч.1: Опухоли скелета / А.Г. Веснин, И.И. Семёнов. - М.: БИНОМ; СПб.: Невский диалект. – 2002. – 181 с.
15. Власов П.В. Лучевая диагностика заболеваний органов брюшной полости / П.В. Власов; под общ. ред. Г.Г. Кармазановского. – М.: Видар. – 2010. - 311 с.:
16. Кац Дуглас С. Секреты рентгенологии / Дуглас С. Кац, Кевин Р. Мас, Стюарт А. Гроскин; пер. с англ. под общ. ред. И.И. Семёнова. – М.: Бином-пресс; СПб.: Диалект. – 2010. - 703 с.
17. Лучевая анатомия человека: учеб.-метод. пособие для преподавателей и студентов мед. и фармацевт. Вузов / под ред. Т.Н. Трофимовой. - СПб.: СПбМАПО. – 2005. – 493 с.
18. Черемсин В.М. Неотложная лучевая диагностика механических повреждений: руководство для врачей / под ред. В.М. Черемсина, Б.И. Ищенко. – СПб.: Гиппократ. – 2003. – 448 с.
19. Прокоп М. Спиральная и многослойная компьютерная томография: пер. с англ. В 2т. Т.2 / М. Прокоп, М. Галански; пер. под ред. А.В. Зубарева, Ш.Ш. Шотемора. – М.: Медпресс-информ. – 2007. – 700–710 с.
20. Труфанов В.А. Рентгеновская компьютерная и магнитно-резонансная томография в диагностике онкологических заболеваний/ В.А. Фокин, И.В. Пьянов, Е.А. Банникова. – СПб.: Элби-СПб. – 2009. – 191 с.
21. Терновой С.К. Спиральная компьютерная и электронно-лучевая ангиография / С.К.Терновой, В.Е.Терновой. – М.: Видар, 1998. – 143 с.
22. Хофер М. Компьютерная томография: базовое руководство: пер. с англ./ М. Хофер. – М.: Мед. лит., 2006. – 210 – 218с.
23. Яковец В.В. Рентгенодиагностика заболеваний органов головы, шеи, груди: руководство для врачей / В.В. Яковец. – СПб.: Гиппократ, 2002. – 576 с.
24. Терновой С. К. Развитие компьютерной томографии и прогресс лучевой диагностики / Терапевтический архив. –№1. – 2006. – С. 10–13.

25. Уэбб С. Физика визуализации изображений в медицине: В 2-х томах. Т.1:Пер. с англ./Под ред. С.Уэбба.-М.:Мир,1991. – 408–416 с.
26. Бгатова Н.П. Мешалкин Ю.П., Изаак Т.И. Микроциркуляторное русло экспериментальной лимфосаркомы и метастазирование опухолевых клеток при введении наночастиц. Бюлл.СО РАМН. 2012: 18-25с.
27. Gao X.H In vivo cancer targeting and imaging with semiconductor quantum dots / X.H. Gao Nat.,Yang L.L., Petros J.A. et al. Biotechnol. 2009: P: 969-976.
28. Hainfeld J.F. Gold nanoparticles: a new X-ray contrast agent / J.F Hainfeld., D.N. Slatkin, T. M. Focella, H.M. Smilowitz. – Br. J. Radiol. – Biotechnol 2009. –№ 79. – P:248-253.
29. Cheung A. Y. Experimental development of simulated biomaterials for dosimetry studies of hazardous microwave radiation IEEE Trans. Microw. Theory Tech. 1976.– P:73.
30. Ito K, Furuya K, Okano Y and Hamada L. Development and characteristics of a biological tissue-equivalent phantom for microwaves Electron./ Ito K, Furuya K, Okano Y and Hamada L Commun. Japan. 2009.–P:35.
31. Nikawa Y, Chino M and Kikuchi K Soft and dry phantom modeling material using silicone rubber with carbon fibre IEEE Trans. Y Nikawa Chino M and Kikuchi K Microw. Theory Tech. 441949.2009.–P:53.
32. Liu Y, Ai K and Lu L Nanoparticulate x-ray computed tomography contrast agents: from design validation to in vivo applications Acc. Y Liu, Ai K and Lu L Chem. Res. 451817. 2012.–P:27.
33. Chou S W, Shau Y H, Wu P C, Yang Y S, Shieh D B and Chen C C. 2010In vitro and in vivo studies of FePt nanoparticles for dual modal CT/MRI molecular imaging J. Am. Chem. Soc. 2012.–P:8.
34. Laguna-Marco M 2014 Structural determination of Bidoped magnetite multifunctional nanoparticles for contrast imaging / M Laguna-Marco Phys. Chem. Phys.2012.–P:10.
35. Zhang S, Qi Y Y, Yang H, Gong M F, Zhang D and Zou L G Optimization of the composition of bimetallic core/shell Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>/Au nanoparticles for MRI/CT dual-

mode imaging. S Zhang , Qi Y Y, Yang H, Gong M F, Zhang D and Zou L G Nanopart. 2013. Res.152023–P:4.

36. Мюллер С., Мареску Л. Выбор метода рентгенографического исследования клинического случая // Ветеринар. – 2007. – №1. – С. 12-15.

37. Справочник по рентгенологии и радиологии / Л.М. Фрейдин; под ред. акад. АМН СССР Г.А. Зедгенидзе. – М., "Медицина" 1972. – 775 с.

38. <http://uareferat.com/>Засоби візуалізації зображень в компютерній томографії та цифрових рентгенографічних системах. Засоби візуалізації зображень в комп'ютерній томографії та цифрових рентгенографічних системах

39. Борен К., Хафмен Д. Поглощение и рассеяние света малыми частицами: Пер. с англ. – М.: Мир, 1986. – 664 с.

40. Tuchin V. Handbook of Optical Biomedical Diagnostics.- Bellingham. SPIE, 2002. – 1093 P.

41. Наттерер Ф. Математические аспекты компьютерной томографии: Пер. с англ. — М.: Мир, 1990. — 288 с.

42. Хермен Г. Восстановление изображений по проекциям: основы реконструктивной томографии: Пер. с англ. — М.: Мир, 1983. — 231 с.

43. Обґрунтування необхідності імітаційного моделювання рентгенівського комп'ютерного томографа / Т.Рафа // Вісник Тернопільського державного технічного університету, 1997, том 2, число 2, с. 67–71.

44. Dash L., Chatterji B.N. Adaptive contrast enhancement and de-enhancement // Pattern Recognition, 1992. – V. 24. – № 4. – P.289–302.

45. Воробель Р.А. Цифровая обработка изображений на основе теории контрастности: Дис... докт. техн. наук: 05.13.06. – Львов, 1999. – 369.

46. Munteanu C., Rosa A. Gray-Scale Image Enhancement as an Automatic Process Driven by Evolution // IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics. – 2004. – V. 34. – P. 1292–1298.

47. Казначеева А.О. Современные виды томографии. Учебное пособие / А.О. Казначеева, М.Я. Марусина. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2006. – 132 с.

48. Яворський Б.І. Методи та засоби комп'ютерної реконструктивної томографії: навчальний посібник / Т.М. Рафа, Б.І. Яворський. –Тернопіль: Крок, 2010. – 107 с.

49. Методичні вказівки до практичних та самостійних робіт з курсу для всіх форм навчання з дисц. „Комп'ютерна біометрія та томографія” / уклад. М.В. Бачинський М.В., Т.М. Рафа, Є.Б. Яворська. –Тернопіль: ТДТУ, 2003.- 50 с.

50. Йохна М.А., Стадник В.В. Економіка і організація інноваційної діяльності: Навч. посіб. – К.: Видавничий центр «Академія», 2005. – 400с.

51. Тарасова В.В. Екологічна статистика. Підручник.-К.: Центр учбової літератури,2008.-392 с.

52. Жидецький В. Ц. Основи охорони праці [Текст] : підруч. / В. Ц. Жидецький ; М-во освіти і науки України. Наук.-метод. центр вищої освіти. Укр. акад. друкарства ; рец.: Г. Г. Гогіташвілі, І. І. Даценко, Б. С. Штангрет. — 3-тє вид., перероб. і доп. — Львів : Укр. акад. друкарства, 2006. — 336 с. — Бібліогр.: с. 329–330. — ISBN 966-8013-11-5

53. Корсак К.В. Основи екології / К.В. Корсак, О.В. Плахотнік. - К.: МАУП, 2000. – 238 с.

**Д О Д А Т К И**

## Додаток А

8 Міжнародна студентська науково-технічна конференція  
"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ НАУКИ. АКТУАЛЬНІ ВИТАННЯ"

УДК 616.073.759:681.3

Холостенко В. – ст. гр. РБ<sub>с</sub>-51

*Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя*

**ТЕОРЕТИЧНІ АСПЕКТИ ПРЕДСТАВЛЕННЯ ЗНАНЬ  
У МЕДИЧНИХ ЕКСПЕРТНИХ СИСТЕМАХ**

Науковий керівник: к.т.н., доц. С.Б. Яворська

Kholostenko V.

*Ternopil Ivan Puluj National Technical University*

**THEORETICAL ASPECTS OF REPRESENTATION OF KNOWLEDGE  
IN MEDICAL EXPERT SYSTEMS**

Supervisor: assoc. prof. E. Yavorska

Ключові слова: медична експертна система, система підтримки прийняття рішень, програмне забезпечення.

Keywords: medical expert system, decision support system, software

Сфера штучного інтелекту щиро набуває активного розвитку. Основний напрямок новітніх розробок спрямований на автоматичне накопичення і формування знань. Поширеним стало використання експертних систем в діагностуванні. Така система порівняно необхідна для дослідження характеристики біооб'єкту з деяким класом заданих характеристик і, таким чином, приймає рішення про його стан. Тобто якщо під час порівняння будуть спостерігатися відхилення від норми, за певними встановленими правилами, буде прийматися рішення про присутність патологічних змін.

Експертні системи стають надзвичайно популярними на ринку програмного забезпечення, адже дають змогу полегшити прийняття рішень у різноманітних напрямках при вирішенні трудомістких задач. Допомогають медикам знайти шлях до прийняття рішення.

Експертна система являє собою складний програмний комплекс, що акумулює знання спеціалістів у певній предметній області. Вона включає в себе два компоненти: базу знань і програмний інструмент доступу і обробки знань, що складається з механізмів виводу рішень, набуття знань, пояснення отриманих результатів і інтелектуального інтерфейсу. Центральним компонентом експертної системи є саме база знань, яка призначена для збереження довгострокових даних, що описують область, яка розглядається (а не поточних даних), і правила, що описують перетворення даних цієї системи.

Отже, база знань є ядром експертної системи, сукупністю знань предметної області, що записана на машинному носії у формі, що зрозуміла як експерту, так і користувачу. У процесі роботи з експертною системою користувач має можливість поповнювати базу даних і базу знань, таким чином «навчати» систему. Експертна система під час роботи використовує ту базу знань, яка закладена в неї при розробці і поповнюється в процесі експлуатації. Насьогодні у сфері баз знань інтелектуальних систем уже є суттєвий теоретичний базис, існує достатньо широкий спектр відповідних методів і технологій розробки. Багато з них підтримані адекватним програмним інструментарієм.



**Опис функцій пакету SPEGRA з коментаріями щодо його застосування  
для обробки тестової нестационарної ритмокардіограми**

### ***В.1.Синфазний метод***

**В.1.1. Вибірка (вибірки через період корельованості) стаціонарних відлікових послідовностей**

```
function c=pkvpmatr(x,T,M,mode);

%c=pkvpmatr(x,T);
%c=pkvpmatr(x,T,M);
%
% % Вхідні параметри:
% x - РКГ, вектор
% T - період кореляції (відносний до періоду дискретизації)
% M - кількість стаціонарних РКГ
% graph = 'с' - виводить графік
%
% Вихідні результати:
% c - матриця стаціонарних РКГ:
%   у кожному стовпці -- реалізація окремої стаціонарної РКГ
%   у рядку -- послідовні значення РКГ на одному періоді

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<2, error('Потрібно як мінімум два аргументи'); end;
if nargin<3, M=ceil(T); end;
if M>ceil(T), M=ceil(T); end;
if nargin<4, mode=''; end;
% кількість стаціонарних РКГ береться такою, щоб не пропускався ні
один відлік
NT=floor(max(size(x))/T);
% кількість значень РКГ при обчисленні середнього для всіх
послідовностей береться однаковою
c=[];
for k=1:NT
    for j=1:M
        c(k,j)=x(floor(j+(k-1)*T));
    end;
end;
if findstr(mode,'с'),
    figure;plot(c','.'');grid;
    title(['Вибірки через період корельованості ПКВП.
','T=',num2str(T),' M=',num2str(M)]);
end;
```

***В.1.2. Обчислення матсподівань (а) та дисперсій (б) реалізацій стаціонарних відлікових послідовностей тестової РКГ***

```
(a) function m=pkvrmean(x,T,M);

% m=pkvrmean(x,T);
%
% Значення матсподівань на періоді корельованості стаціонарної РКГ
%
% Вхідні параметри:
% x - РКГ
% T - період корельованості (відносний до періоду дискретизації)
% M - кількість відліків матсподівання
%
% Вихідні результати:
% m - вектор матсподівань на періоді корельованості

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<2, error('Потрібно як мінімум два аргументи'); end;
if nargin<3, c=pkvrmatr(x,T);
else c=pkvrmatr(x,T,M);
end;
m=mean(c);

(б) function d=pkvrstd(x,T,M);

% d=pkvrstd(x,T);
%
% Функція знаходить дисперсії стаціонарних РКГ періоді
корельованості
%
% Вхідні параметри:
% x - РКГ
% T - період корельованості (відносний до періоду дискретизації)
% M - кількість відліків дисперсії на періоді корельованості
% Вихідні результати:
% m - дисперсії на періоді корельованості ПКВП

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<2, error('Потрібно як мінімум два аргументи'); end;
if nargin<3, c=pkvrmatr(x,T);
else c=pkvrmatr(x,T,M); end
d=std(c);
```

### ***В.1.3. Центрування значень стаціонарної відлікової послідовності тестової РКГ***

```
function c=pkvrcent(x,T);

%c=pkvrcent(x,T);
%
% Функція центрує значення ПКВП відносно матсподівання (на
періоді)
% Вхідні параметри:
% x - РКГ
% T - період корельованості (відносний до періоду дискретизації)
% Вихідні результати:
% c - вектор центрованої РКГ

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<2, error('Потрібно як мінімум два аргументи'); end;
m=pkvrpmean(x,T);
for i=1:max(size(x))
    k=ceil(i-1-T*floor((i)/T));
    if k==-1;
        k=size(m,2)-1;
    end;
    c(i)=x(i)-m(k+1);
end;
```

### ***В.1.4. Обчислення середньої коваріації тестової РКГ***

```
function B=pkvrpb0(x,umax);

%m=pkvrpb0(x,T);
%
% Оцінка середньої коваріації РКГ:  $B(u)=M_t\{r(t+u,t)\}=M_t\{b(t,u)\}$ 
% Вхідні параметри:
% x - РКГ
% umax - максимальний зсув при обчисленні коваріації
% Вихідні результати:
% B - вектор коваріації

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<1, error('Не заданий вхідний сигнал !'); end;
if size(x,1)==1; x=x'; end;
N=size(x,1);
if nargin<2, umax=N-1; end;
if umax>N-1, umax=N-1; end;
x1=x;
for i=1:umax+1;
    B(i)=sum(x(i:N).*x1(i:N))/(N-i+1);
    x1=shift(x1,1,0);
end;
```

### ***В.1.5. Оцінювання параметричної коваріації РКГ***

```

function b=synfcov(x,T,umax,tmax);

%b=synfcov(x,T,umax,tmax);
%
% Оцінка параметричної коваріації РКГ синфазним методом:
%   b(t,u)=Sum(ksi(t+u+k*T)*ksi(t+k*T))
% Вхідні параметри:
%   x      - РКГ, мусить бути центрованою
%   T      - період корельованості, відносний: T/td
%   umax   - максимальний зсув при обчисленні коваріації
%   tmax   - максимальне значення параметра t (часу)
% Вихідні результати:
%   b      - матриця параметричної коваріації

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<4, error('Мало параметрів !'); end;

if size(x,1)==1; x=x'; end; %має бути вектор-стовпець
N=size(x,1);
NT=ceil(N/T); %кількість неповних періодів
delta=zeros(N,1);
for k=0:NT-1
    delta(floor(1+k*T))=1; %вектор синфазної вибірки
end;
b=zeros(tmax,umax+1);
x1=x;
for u=1:umax+1,
    xx=x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1); u
    for t=1:tmax,
        b(t,u)=sum(xx(1:N-u+1-t+1).*delta(1:N-u+1-t+1))/sum(delta(1:N-u+1-t+1));
        xx=shift(xx,-1,0);
    end;
    x1=shift(x1,-1,0);
end;

```

## **В.2. Компонентний метод**

### ***В.2.1. Обчислення оцінки коваріаційної компоненти тестової РКГ***

```

function Bk=compbk(x,k,T,umax);

%Bk=compbk(x,k,T,umax);
%
% Оцінка коваріаційних компонентів РКГ:

```

```

% Bk(u)=Mt{ksi(t+u)*ksi(t)*exp(-i*2*pi*k/T)}
%
% Вхідні параметри:
% x      - РКГ, мусить бути центрованою
% k      - номер коваріаційної компоненти РКГ
% T      - період корельованості, відносний: T/td
% umax   - маскимальний зсув при обчисленні коваріаційного
компоненти РКГ
%
% Вихідні результати:
% Bk     - вектор коваріаційної компоненти РКГ

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<3, error('Не заданий вхідний сигнал !'); end;
if size(x,1)==1; x=x'; end;
N=size(x,1);
if nargin<4, umax=N-1; end;
if umax>N-1, umax=N-1; end;
x1=x;
lambda=2*pi/T; e=exp(-i*lambda*k*(0:size(x,1)-1));
for u=1:umax+1;
    Bk(u)=sum(x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);
    x1=shift(x1,-1,0); %зсуваємо на 1 щоб було (t+u)
end;

```

### ***В.2.2. Оцінювання параметричної коваріації тестової РКГ***

```

function b=compcov(x,T,N,umax,tmax);

%b=compcov(x,T,N,umax,tmax);
%
% Оцінка параметричної коваріації РКГ компонентним методом:
% b(t,u)=Sum(Bk(u)*exp(i*2*pi*k*t/T)
%
% Вхідні параметри:
% x      - РКГ, мусить бути центрованою
% T      - період корельованості, відносний: T/td
% N      - кількість коваріаційних компонентів РКГ для оцінювання
% umax   - максимальний зсув при обчисленні коваріаційної компоненти
РКГ
% tmax   - максимальне значення параметра t (часу)
%
% Вихідні результати:
% b      - матриця параметричної коваріації

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<5, error('Мало параметрів !'); end;
for k=0:N-1; Bk(k+1,:)=compbk(x,k,T,umax);k, end;
b=zeros(tmax,umax+1);
lambda=2*pi/T;
for k=0:N-1;
    b=b+exp(i*lambda*k*(0:tmax-1))*Bk(k+1,:);

```

end;

### ***В.2.3. Оцінювання матсподівання тестової РКГ***

```
function m=compmean(x,T,N,tmax);

% m=compmean(x,T,N,tmax);
%
% Оцінка математичного сподівання РКГ компонентним методом:
%   m(t)=Sum(mk*exp(i*2*pi*k*t/T))
%
% Вхідні параметри:
%   x   - РКГ, мусить бути центрованим
%   T   - період корельованості, відносний: T/td
%   N   - кількість компонентів матсподівання РКГ для
оцінювання
%   tmax - максимальне значення параметра t (часу) - довжина
функції матсподівань
% Вихідні результати:
%   m   - функція матсподівання

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<4, error('Мало параметрів !'); end;
m=zeros(tmax,1);
lambda=2*pi/T;
for k=0:N-1;
    m=m+exp(i*lambda*k*(0:tmax-1))*compmk(x,k,T);
end;
```

### ***В.2.4. Оцінювання компонентів матсподівання тестової РКГ***

```
function Mk=compmk(x,k,T);

%Mk=compmk(x,k,T);
%
% Оцінка компонентів ПКВП:
%   Mk(u)=Mt{ksi(t)*exp(-i*2*pi*k/T)}
%
% Вхідні параметри:
%   x   - РКГ, мусить бути центрованою
%   k   - номер компоненти матсподівання РКГ
%   T   - період корельованості, відносний: T/td
% Вихідні результати:
%   Mk  - вектор коваріаційного компонента

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<3, error('Не заданий вхідний сигнал !'); end;
if size(x,1)==1; x=x'; end;
N=size(x,1);
lambda=2*pi/T;
Mk=sum(x.*exp(-i*lambda*k*(0:size(x,1)-1)))/N;
```

## Додаток Г

## Метод визначення вірогідності оцінки спектральної густини потужності нестационарної ритмокардіограми

### Програма CRGNN

```

%
%-----
%Виконується метод визначення вірогідності
%оцінки спектральної густини потужності (PSD)
%нестационарної ритмокардіограми пацієнта,
%коли матмодель - стационарна послідовність (normrnd)
%На практиці застосувати ВСР пацієнта у нормі
%
%-----

%ТЕСТ ПАЦІЄНТА
for k=1:10           %10 реалізацій
  for i=1:256       %256 значень
    %norm(i);
    c(i)=normrnd(0,1);%нормального білого шуму матспдівання 0,
    дисперсія 1
    %c(i)=normrnd(0,1)*sin(2*3.14*i/8);
  end
end
%
%-----

%обмежуючий НЧ фільтр 2-го порядку
[b,a] = butter(2,300/1000);
y = filter(b,a,c);
x=y;

%
%-----

%ОЦІНЮВАННЯ СПЕКТРАЛЬНОЇ ГУСТИНИ ПОТУЖНОСТІ ВСР
%Лог оцінки спектральної густини потужності (PSD) для графіка
ps=psd(x);
ps=log10(ps);
pst=ps';
  for l=1:129
    psc(k,l)=pst(l);
  end

%Оцінка спектральної густини потужності (PSD) для статистики
psl=psd(x);
pst=psl';
  for l=1:32
    psc1(k,l)=pst(l);
  end
end
%

%Графік ансамблю PSD у лог масштабі
psc=psc';

```

```

plot(psc); grid on;% ансамбль PSD, 10 реалізацій по 129 значень
PSD

%
-----
%ОЦІНКА МАТЕМАТИЧНОГО СПОДІВАННЯ PSD
mo=sum(psc1)/10;
%
-----
%ОЦІНЮВАННЯ ДИСПЕРСІЇ PSD
%1)центрування ансамблю
for k=1:10
    for l=1:32
        psm(l)=psc1(k,l);
    end
    pso=psm-mo;          %центрована реалізація PSD
    for l=1:32
        psc(k,l)=pso(l);%ансамбль центрованих реалізацій
    end
end
%2)ансамбль квадратів центрованих значень
for k=1:10
    for l=1:32
        vo(k,l)=psc1(k,l)*psc1(k,l);
    end
end
%
-----
%ОЦІНКА ДИСПЕРСІЇ PSD
vos=(sum(vo))/9; % дисперсія PSD
%
-----
%plot(vos);
%
-----

% ПОРОГИ V ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ВІРОГІДНОСТІ Pd ОЦІНКИ PSD ВСР
% при імовірностях помилки Pf[0.1;0.01;0.001]

sd=sum(vos')/32; % дисперсія середньої повної потужності ВСР

sm=sum(mo')/32; % матсподівання середньої повної потужності ВСР

for k=1:3,
    pf=1-(10^(k-1))*0.001;
    v(k)=sqrt(sd)*norminv(pf,0,1)+sm;
end

```



## Додаток Д

## Комп'ютерний експеримент з оцінювання варіабельності серцевої ритміки

## Програма CRGEXP

```

% Необхідні значення порогів визначені при тестуванні пацієнта:
% програма CRGNN.M, обчислює пороги для імовірностей помилки
% pf 0.1;0.01;0.001)

%Ввести матсподівання і дисперсію ВСР
m=0; d=1.5;
for kk=1:10
for k=1:10 % 10 експериментів

    for i=1:256
    % 256 значень процесу
    cc(i)=normrnd(m,d);
    %cc(i)=normrnd(m,d)*sin(2*3.14*i/8);
    end
% на практиці cc(i) є однією з 10 реалізацій послідовності RR-
інтервалів
%-----
% Обмежуючий НЧ фільтр
[bb,aa] = butter(2,300/1000);
ye = filter(bb,aa,cc);
xe=ye;
%Спектральна густини потужності для статистики
pse=psd(xe);
pset=pse';
for l=1:32
    psce(k,l)=pset(l);
end

end
%plot(psce); % ансамбль PSD (10 експериментів, 32 значень PSD)

%
-----
%ОЦІНКА МАТЕМАТИЧНОГО СПОДІВАННЯ PSD
mse=sum(psce)/10;
%
-----
%ОЦІНЮВАННЯ ДИСПЕРСІЇ PSD
%центрування ансамблю
for k=1:10
    for l=1:32
        pm(l)=psce(k,l);
    end
    po=pm-mse; %центрована реалізація PSD
    for l=1:32
        psc(k,l)=po(l);%ансамбль центрованих реалізацій
    end
end

```

```

end
%ансамбль квадратів центрованих значень
for k=1:10
    for l=1:32
        vc(k,l)=pcc(k,l)*pcc(k,l);
    end
end
%
%ОЦІНКА ДИСПЕРСІЇ PSD
vse=(sum(vc))/9; % дисперсія PSD
%
%plot(vse);
%
mset=mse';
vset=vse';
mpsd=(sum(mset))/32;
vpsd=(sum(vset))/32;
%ВИЗНАЧЕННЯ ВІРОГІДНОСТІ
    for i=1:3,
        pd(i, kk)=normcdf(v(i)-(mpsd+sqrt(vpsd)),0,1);
        rank(pd);
        xx(kk)=mpsd+sqrt(vpsd);
    end
end
semilogy(xx,pd);
grid on;

```