МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ В. Н. КАРАЗІНА
НАУКОВО-НАВЧАЛЬНИЙ ІНСТИТУТ
КОМП'ЮТЕРНОЇ ФІЗИКИ ТА ЕНЕРГЕТИКИ

Кафедра інформаційних технологій в фізико-енергетичних системах

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломної роботи
за освітньо-кваліфікаційним рівнем бакалавр

«Використання методів проективної геометрії для неплоскої геометрії детекторів»

Виконала: студентка 4 курсу, групи НФ-43
Лістрова Д.В.
спеціальність:
105 Прикладна фізика та наноматеріали
освітня програма: Прикладна фізика
енергетичних систем
Керівник: д. ф.-м. н., професор Нємченко К.Е.

Рецензент:

Харків – 2020

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Харківський національний університет імені В.Н.Каразіна

Навчально-науковий інститут комп'ютерної фізики та енергетики
Кафедра інформаційних технологій у фізико-енергетичних системах
Рівень вищої освіти (освітньо-кваліфікаційний рівень) бакалавр
Спеціальність 105 Прикладна фізика та наноматеріали

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Руслан СУХОВ
підпис
"____"_____2020 року

З А В Д А Н Н Я

НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ

Лістрова Дар'я Вадимівна

1.Тема роботи «Використання методів проективної геометрії для неплоскої геометрії детекторів», керівник роботи: Нємченко К.Е. доктор фізико-математичних наук, професор, затверджені наказом по університету від 5 грудня 2020 року № 0210–05/2249.

2. Строк подання студентом роботи 06.06.2020

3. Перелік питань, які потрібно розробити:

Ознайомитися з існуючими методиками використання малоракурсної лінійної томографії в сучасних медичних приладах. Дослідити шляхи використання ідей проективної геометрії в задачах відновлення зображень. Розробити оригінальні аналітичні методики проективної геометрії для неплоскої геометрії детекторів. Розробити обчислювальні алгоритми, необхідне програмне забезпечення та отримати результати, які можна буде використати в реальних застосуваннях.

4. План роботи

№ з/п	Назви етапів роботи
1	Вибір теми.
2	Затвердження теми на кафедрі
3	Робота над літературою та іншими джерелами
4	Написання вступу до роботи та першого розділу
5	Написання другого розділу
6	Написання третього розділу
7	Завершення написання дипломної роботи (висновки та література)
8	Подача науковому керівнику
9	Відгук, рецензія, підготовка до захисту
10	Попередній захист
11	Захист

5.Дата видачі завдання

Студент _____ Дар’я ЛІСТРОВА
підпис

Керівник роботи _____ Костянтин НЄМЧЕНКО
підпис

РЕФЕРАТ

Дар’я Лістрова «Використання методів проективної геометрії для неплоскої геометрії детекторів»
Кваліфікаційна робота бакалавра з прикладної фізики. – Х. Харківський національний університет імені В. Н.Каразіна, 2020. – 41 с.

У роботі проводиться критичний огляд існуючих методик використання малоракурсної лінійної томографії в сучасних медичних приладах. Досліджені шляхи використання ідей проективної геометрії в задачах відновлення зображень. Розглянути аналітичні підходи в одновимірному та двовимірному випадках. Поставлена проблема криволінійних екранів. Розроблені оригінальні аналітичні методики проективної геометрії для неплоскої геометрії детекторів, а також обчислювальні алгоритми та програмне забезпечення для їх ви користування. Отримано результати, які можна буде використати в реальних застосуваннях.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: МАЛОРАКУРСНА ТОМОГРАФІЯ, ПРОЕКТИВНА ГЕОМЕТРІЯ, ТОМОСИНТЕЗ, КРИВОЛІНІЙНІ ПРИЙМАЧИ РЕНТГЕНІВСЬКОГО ЗОБРАЖЕННЯ

РЕФЕРАТ

Дарья Листрова « Использование методов проективной геометрии для неплоской геометрии детекторов»
Кваліфікаційна робота бакалавра з прикладної фізики. – Х.: Харьковский национальный университет имени В. Н.Каразіна, 2020. – 41 с.

В работе проводится критический обзор существующих методик использования малоракурсной линейной томографии в современных медицинских приборах. Исследованы пути использования идей проективной геометрии в задачах восстановления изображений. Рассмотрены аналитические подходы в одномерном и двумерном случаях. Поставленная проблема криволинейных экранов. Разработаны оригинальные аналитические методики проективной геометрии для неплоской геометрии детекторов, а также вычислительные алгоритмы и программное обеспечение для их вы пользования. Получены результаты, которые можно будет использовать в реальных приложениях.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: МАЛОРАКУРСНАЯ ТОМОГРАФИЯ, ПРОЕКТИВНА ГЕОМЕТРИЯ, ТОМОСИНТЕЗ, ПРИЕМНИКИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

ABSTRACT

Daria Listrova "Using projective geometry methods for non-planar detector geometry"

Qualification work of the bachelor of applied physics. – Kharkiv. – V.N. Karazin Kharkiv national university, 2020. – 41 p.

The work provides a critical review of existing techniques for using low-angle linear tomography in modern medical devices. The ways of using the ideas of projective geometry in image restoration problems are investigated. Analytical approaches in the one-dimensional and two-dimensional cases are considered. The problem of curved screens is considered. Original analytical methods of projective geometry for non-planar geometry of detectors, as well as computational algorithms and software for their usage, have been developed. The results are obtained that can be used in real applications.

KEY WORDS: LOW DOSE TOMOGRAPHY, PROJECTIVE GEOMETRY, TOMOSYNTHESIS, X-RAY IMAGE RECEIVERS

ЗМІСТ

ВСТУП 8
1. ОГЛЯД ОБЛАСТІ ДОСЛІДЖЕННЯ 11
1.1. Короткий екскурс до історії розвитку рентгенологічних досліджень .. 11
1.2. Томографія взагалі 13
1.3. Найбільш відомі математичні алгоритми 15
1.3.1. Перетворення Радона 15
1.3.2. Проекційні методи 17
1.4 Поширені методи дослідження внутрішньої структури об’єкту 17
1.4.1. Комп’ютерна томографія 17
1.4.2 Магнітно-резонансна томографія (МРТ) 20
1.5. Томосинтез 21
1.5.1. Томосинтез, як спосіб отримання інформації щодо паталогій 21
1.5.2. Основні напрямки томосинтезу 24
2. ПРОЕКТИВНА ГЕОМЕТРІЯ ТА ЇЇ ВИКОРИСТАННЯ В МАЛОРАКУРСНІЙ ТОМОГРАФІЇ 26
2.1. Вступ до проективної геометрії 26
2.2. Задача про відновлення зображень в одновимірному випадку 27
2.3. Задача про відновлення зображень в двовимірному випадку 29
3. ДОСЛІДЖЕННЯ ТА РОЗРОБКА МЕТОДИК ДЛЯ НЕПЛОСКИХ ЕКРАНІВ 34
3.1. Проблема криволінійних екранів 34
3.2. Розробка аналітичної моделі калібрування 35
ВИСНОВКИ 39
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ 40

ВСТУП

У багатьох областях є необхідним зазирнути всередину об’єкту без його ушкоджень або руйнування. Мабуть, найбільшої актуальності ця проблема набула в медицині, адже лікувати внутрішні пошкодження стає значно простіше, коли є можливість подивитися, якого характеру є ушкодження.

Для того щоб це зробити, використовуються методи так званої променевої діагностики – науки про застосування різноманітних випромінювань або звукових коливань високої частоти для вивчення структури та функції внутрішніх органів в нормі та під час патології. Цей метод полягає у напрямлені деякого пучку променів на досліджуваний об’єкт, що розміщено на чутливій до випромінювання поверхні. Промені пройдуть крізь об’єкт нерівномірно, тому що тканини та кістки мають різну пропускну здібність. В результаті цього на чутливому екрані(плівці, датчику) з’явиться деяке зображення, що допоможе завчасно визначити патологію, якщо вона має місце бути.

Актуальність теми.

Ситуація для кісток та загального вигляду внутрішніх органів є ідеальною: ми маємо можливість виявити пошкодження структури або наявність в організмі зайвого предмету, який має принципово іншу структуру, але коли мова йдеться про виявлення злоякісних утворень всередині об’єкту такий метод вже не дасть таких блискучих результатів. Проблема в тому, що ми отримаємо лише силует об’єкту, але ніяк не його внутрішню структуру, чого потребує наша задача. Для вирішення такої проблеми існує метод рентгенологічних досліджень, що має загальну назву томосинтез. В результаті дослідження в такий спосіб ми отримуємо серію знімків об’єкту на різній глибині. Сучасні технології дозволяють за допомогою суміщення декількох знімків під час комп’ютерної обробки отримати досить детальну картинку того, що відбувається на певному шарі всередині об’єкту.

Особливу актуальність методика томосинтезу набула зараз, під час пандемії корона вірусу. Справа у тому, що рентгенографічні дослідження є обов'язковою частиною встановленні діагнозу наявності пневмонії. Це стосується і діагностики наявності у пацієнту вірусу SARC-CoV-2 (Severe acute respiratory syndrome-related coronavirus), що викликає небезпечне інфекційне захворювання COVID-19 (COronaVIrus Infection Disease 2019). Широко розповсюджені методики – це звичайна двовимірна ренгеногрфія легень та комп'ютерна томографія грудної клітини. В першому випадку ми отримуємо плоскі знімки грудної клітини за достатньо низької дозового навантаження на пацієнта. У випадку КТ отримується тривимірне пошарове зображення, але дозове навантаження перевищує всі допустимі обмеження. Малоракурсна томографія (томосинтез) дозволяє при дозах, що не перевищують максимальні дози під час звичайного (двовимірного) обстеження отримувати пошарові зображення легень, що достатні для проведення діагностики.

В наш час методика томосинтезу широко застосовується в томографії, а для обстеження легень існують тільки перші експериментальні прототипи рентгенівських апаратів.

Для досягнення поставленої мети визначені **задачі**:

Ознайомитися з існуючими методиками використання малоракурсної лінійної томографії (томосинтезу) в сучасних медичних приладах. Дослідити шляхи використання ідей проективної геометрії в задачах відновлення зображень. Розробити оригінальні аналітичні методики проективної геометрії для неплоскої геометрії детекторів. Розробити обчислювальні алгоритми, необхідне програмне забезпечення та отримати результати, які можна буде використати в реальних застосуваннях.

Об'єкт дослідження.

Алгоритм проведення рентгенологічних досліджень внутрішньої структури деякого об'єкту з метою визначити наявність або відсутність певної патології.

Предмет дослідження.

Алгоритми виростання методів проективної геометрії в томосинтезі в медичних приладах з криволінійним детектором.

Методи дослідження.

У роботі проводиться критичний огляд існуючих методик використання мало ракурсної лінійної томографії, досліджено шляхи використання ідей проективної геометрії, розглянуто аналітичні підходи в одновимірному та двовимірному випадках.

Наукова новизна одержаних результатів.

В роботі вперше знайдені рівняння, що узагальнюють методи лінійної томографії, зокрема з урахування проективної геометрії, на випадок криволінійних детекторів рентгенівського зображення

Практичне значення отриманих результатів:

Результати роботи застосовуються в діючому мамографічному апараті, а також планується їх використання в широкоформатному рентгенівському апарат для дослідження легенів.

Структура і обсяг роботи. Кваліфікаційна робота складається зі вступу, трьох розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків. Загальний обсяг роботи становить 41 сторінку, із них основного тексту 36 сторінок, 18 рисунків за текстом, список використаних джерел із 21 найменування на 2 сторінках.

1. ОГЛЯД ОБЛАСТІ ДОСЛІДЖЕННЯ

1.1. Короткий екскурс до історії розвитку рентгенологічних досліджень

Методи дослідження внутрішньої структури об’єкту за допомогою рентгенівського випромінювання в медицині зараз є найпоширенішим способом діагностики різноманітних відхилень від норми в організмі людини.

У 1894 році професор В.Рентген під час проведення експерименту з катодними трубками вперше помітив, що є ще один, невідомий тип випромінювання, якому він спочатку дав назву Х-випромінювання. Приблизно через декілька місяців світ побачив перший знімок, зроблений за допомогою його винаходу. Його відкриття виявилось привабливим для багатьох галузей, зокрема, в техніці або промислових цілях. Але значення рентгенівського випромінювання в медицині важко переоцінити. І, з розвитком технологій та довершенням математичних алгоритмів, ми маємо все більше і більше можливостей дізнатися про стан внутрішніх органів людини. [11]

До основних методів рентгенологічних досліджень відносяться рентгеноскопія, рентгенографія та флюорографія. В першому випадку зображення об’єкту формується на флюоресцуючому екрані. Пучок рентгенівських променів проходить через тіло пациента та, потрапляючи на екран, формує позитивне тіньове зображення. У випадку рентгенографії зображення отримують на плівці або спеціальних цифрових приладах, звідси вона поділяється на цифрову та аналогову рентгенографію. Під час флюорографії зображення «фотографують» з флюоресцуючого екрану на плівку необхідного формату. Це дозволяє зменшити витрату коштової рентгенівської плівки та збільшити швидкість отримання зображення.

На початку XX сторіччя виготовлення рентгенограми вимагало опромінення протягом 1,5-2 годин. Це було пов’язано з малою чутливістю плівки та недосконалістю обладнання. Пізніше почали використовувати посилюючі екрани, між якими розміщувалася плівка, про коштовність якої йшла мова вище. Тому флюорографія почала поступово витісняти рентгенографію.

Але всі ці тіньові зображення не завжди в змозі дати нам повну інформацію. Такий спосіб дає нам лише цілісну картинку і ми не можемо зазирнути саме всередину об’єкту для того щоб виявити деякі негаразди, яких описані вище методи не виявлять або виявлять частково, бо всі вони базуються на різній пропускній здібності тканин та кісток. А що робити з утвореннями, які за своєю структурою не набагато відрізняються від тканинної та які можуть перекриватися іншими анатомічними структурами?

У відповідь на таке запитання з’явилась лінійна томографія (схема зображена на Рис. 1.1) – методика пошарового рентгенологічного дослідження під час якої зображення органу отримують на заданій глибині. Такий спосіб дозволяє нам побачити, що відбувається на певній глибині всередині об’єкту. Це досягається завдяки безперервному синхронному руху у протилежних напрямках рентгенівської трубки на касети з плівкою по паралельним площинам вздовж нерухомого об’єкту на кут до 30-50°. Під час такого переміщення нерухомими залишаються лише точки, що знаходяться на рівні центру обертання.

В такий спосіб все, що лежить у центрі обертання такої системи буде чітко відображено, а шари нижче або вище – розмиті. Глибина досліджуваного шару залежить від куту нахилу початкової позиції трубки.

Але такий метод за один оберт системи дозволяє отримати лише зображення одного шару всередині об’єкту. Якщо неправильно задати початкові параметри, можна отримати знімок не на тій глибині і дослідження доведеться виконувати спочатку, що означає нову дозу випромінювання на пацієнта.

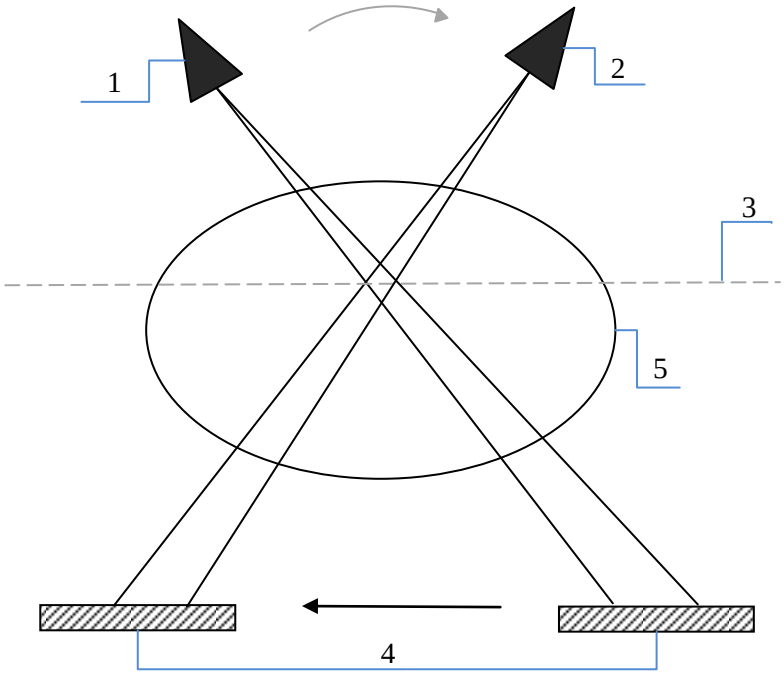


Рис. 1.1: Схема роботи лінійного томографу. 1,2 – рентгенівська трубка; 3 – досліджуваний шар; 4 – касета з плівкою; 5 – об’єкт дослідження

Ідея пошарового дослідження об’єкту була надто привабливою, щоб залишити її так, як є. Тому вчені продовжили пошуки можливості пошарового неруйнівного способу дослідження об’єктів. Такий спосіб отримав назву томографія та на даний момент має декілька ключових напрямів у своєму розвитку.

1.2. Томографія взагалі

Томографія – отримання пошарових зображень внутрішньої структури об’єкту. Вперше його розробив Н.І. Пірогов, створивши атлас під назвою «топографіяна анатомія». В цьому атласі були зображення пошарових зрізів, що були проведені через замерзле тіло людини в трьох напрямках. Зараз томографія є невід’ємною частиною сучасної медицини. Вона дозволяє проводити дослідження внутрішніх пошкоджень або злоякісних новоутворень не руйнуючи та не змінюючи внутрішню структуру досліджуваного об’єкту. Здійснюється це за допомогою багатократного опромінення об’єкту в різних напрямках.

Для томографічних методів можна представити ієрархію в наступному вигляді:

- Двовимірна томографія: багато ракурсів в одній площині – сукупність одновимірних проекцій плюс математична обробка – двовимірна томограма;
- Тривимірна пошарова томографія: велика кількість ракурсів у множині паралельни площин – сукупність одномірних проекцій плюс математична обробка – сукупність двовимірних томограм – тривимірна томограма;
- Тривимірна довільна томографія: велика кількість ракурсів у багатьох довільних (у тому числі і тих, що перетинаються) площин – сукупність одновимірних проекцій плюс математична обробка – тривимірна томограма.

В даному контексті під математичною обробкою розуміється вирішення зворотної томографічної задачі (обернення прямої томографічної задачі). Саме ії властивості призводять до необхідності багаторазового опромінення об’єкту в різних напрямках, що перетинаються, бо один ракурс дає принципово недостатньо інформації.

Необхідно сказати, що існують варіанти одноракурсних методів, але там все одно доводиться вирішувати зворотну задачу. Наприклад, в оптичній томографії, використовуючи імпульсне лазерне випромінювання замість безперервного, за рахунок аналізу тимчасової розгортки минулого випромінювання (рішення оберненої задачі світлорозсіювання на неоднорідному шарі), можна відновити внутрішню будову об'єкту. Через велику складність таке завдання в даний час залишається невирішеним. Зазвичай і в оптичній томографії використовується безліч ракурсів, а тимчасова розгортка слугує допоміжною інформацією для поділу коефіцієнтів розсіювання і поглинання.

Класична томографія базується на обробці отриманих даних за допомогою комп’ютерної обробки. Зображення(зрізи) формуються за допомогою вимірювання ослаблення рентгенівських променів, що проходять через ділянки тіла з багатьох різних кутів і потім обробляються за допомогою комп’ютерів, використовуючи існуючі зараз математичні алгоритми.

1.3. Найбільш відомі математичні алгоритми

Розглянемо найбільш поширені в медичній практиці алгоритми.

1.3.1. Перетворення Радона

Задовго до винаходу комп'ютерної томографії, в 1917р. австрійський математик І.Радон отримав формулу реконструкції багатовимірних функцій за їх інтегральними характеристиками. Таке перетворення дозволяє відновити зображення поперечного перерізу об'єкту і знайшло широке застосування у розвитку комп'ютерної томографії, метод якої був запропонований аж в 1961 році.

Під час дослідження внутрішньої структури об'єкту його просвічують випромінюванням та в результаті отримують плоске двовимірне тіньове зображення тривимірного об'єкту. Просвічуючи об'єкт з іншого напрямку, отримують друге тіньове зображення та додаткову інформацію стосовно об'єкту. Коли ми маємо достатню кількість проекційних знімків з багатьох напрямків, ми можемо з достатньою точністю відновити внутрішню структуру об'єкту, а, якщо виражатись точніше, функцію густини поглинання випромінювання.

Метою томографії є відновлення тривимірної функції f(x, y, z) густини поглинання випромінювання. Тривимірний об'єкт представляється у вигляді набору тонких зрізів. Всередині кожного зрізу густина f вважається лише функцією двох змінних. Під час дослідження систему джерело-датчики влаштовують таким чином, щоб реєструвати дані тільки з тих променів, що лежать у площині зрізу. Схема сканування одного шару представлена на Рис. 1.2.

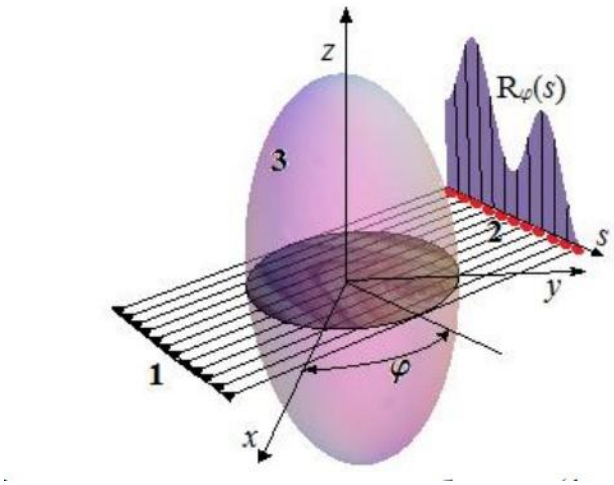


Рис. 1.2. Зондування тривимірного об’єкту (1 – джерела; 2 – детектори; 3 – об’єкт)

Детектори реєструють дані та функція R, яку отримано по цим даним, залежить від однієї змінної s, однак за допомогою однієї проекції відновити функцію $R_\phi(s)$ двох змінних неможливо, тому для отримання достатнього набору даних, застосовують зондування різних напрямів, змінюючи кут ϕ. Обертаючи систему ми отримуємо багато проекцій $R(s, \phi)$ шару, за якими можна відновити двовимірну функцію $f(x, y)$. Схема сканування шару з різних напрямів показана на Рис. 1.3.

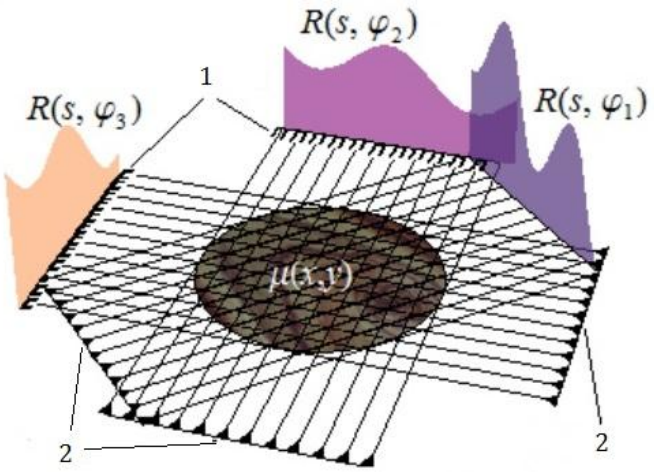


Рис.1.3.Схема отримання проекцій R(s, φ) одного шару (1 – детектори; 2 – джерела)

Визначивши функцію $f(x, y)$ для одного шару, система «джерело-датчики» змінює своє положення в напрямку осі z для отримання інформації щодо наступного гару. Вже потім за цими двовимірними функціями $f(x, y)$ в перерізах z_i, де z – координата, що перпендикулярна перерізу, отримують тривимірну функцію густини поглинання $f(x, y, z)$.

Такий спосіб збору даних є основою реконструктивної томографії [3].

1.3.2. Проекційні методи

За допомогою проекційних методів проводять опромінення об’єкту з деякого ракурсу та отримують його тіньове зображення. На відміну від томографічних перетворень(перетворення Радона) для *отримання* зображення не проводиться жодних математичних перетворень. Але можуть мати місце методи обробки після отримання зображень, наприклад, корегування яскравості або контрасту. Якщо знімків більше, ніж один і всі вони зроблені з різних ракурсів, застосовуються математичні алгоритми реконструкції і в результаті отримується томографічне зображення [6].

1.4 Поширені методи дослідження внутрішньої структури об’єкту

1.4.1. Комп’ютерна томографія

Зараз найпоширенішим способом зазирнути «всередину людини» є комп’ютерна або класична томографія. Основи цього методу були розроблені математиком Аланом МакКормаком. В 1963 р. він опублікував статтю з математичними розрахунками, які дозволили реконструювати зображення після його сканування вузьким пучком рентгенівських променів. Цей метод почався з досліджень головного мозку за допомогою рентгенівських променів, а на інші органи розповсюдилась дещо пізніше.

Комп'ютерна томографія вимірює ослаблення рентгенівських променів, що проходять через ділянки тіла з сотень різних кутів, отримуючи зрізи, а потім, за допомогою комп'ютерної обробки, великий серії двовимірних рентгенографічних знімків, зроблених навколо однієї осі обертання, виходить тривимірне зображення

Прогрес КТ-томографів безпосередньо пов'язаний зі збільшенням кількості детекторів, тобто зі збільшенням кількості проекцій, що збираються одночасно.

Апарат 1-го покоління з'явився в 1973 році. КТ-апарати першого покоління були покроковими. Була одна трубка, спрямована на один детектор. Сканування проводилося крок за кроком, роблячи по одному обороту на шар. Кожен шар оброблявся близько 4 хвилин.

Подальший прогрес пов'язаний з появою спіральних комп'ютерних томографів (1988 р) і збільшенням кількості детекторів. Спіральне сканування полягає в безперервному обертанні рентгенівської трубки і безперервному поступального руху столу з пацієнтом уздовж поздовжньої осі сканування z через апертуру гентрі(рухома кільцева частина томографічного апарату, що містить скануючи обладнання). Технологія спірального сканування дозволила значно скоротити час, що витрачається на КТ-дослідження і істотно зменшити променеве навантаження на пацієнта.

У 1992 р з'явилися перші мультизрізова комп'ютерні томографи (МСКТ). В неї по колу гентрі розташовані не один, а два і більше ряди детекторів. До 2013 року кількість зрізів було доведено до 512 і 640. Для того, щоб рентгенівське випромінювання мало можливість одночасно прийматися детекторами, розташованими на різних рядах, була розроблена нова об'ємна геометрична форма пучка. Почали виробляти томографи з двома рентгенівськими трубками, розташованими під кутом 90 °

Сучасні томографи дозволяють не тільки отримувати зображення, а й дають можливість практично в «реальному» часі спостерігати фізіологічні процеси, що відбуваються в головному мозку і в серці. Вони дають можливість сканування цілого органу (серце, суглоби, головний мозок і т. д.) лише за один оберт рентгенівської трубки, що значно скорочує час обстеження, а також дає можливість для сканування серця навіть у пацієнтів, які страждають аритміями. [5]

Існує два способи збору даних в комп'ютерній томографії: покрокове і спіральне сканування.

Найпростішим способом збору даних є покрокова КТ, для якого можна виділити дві основні стадії: накопичення даних і позиціонування пацієнта (Рис. 1.4). На стадії накопичення даних пацієнт залишається нерухомим і рентгенівська трубка обертається щодо пацієнта для накопичення повного набору проекцій в попередньо визначеному місці сканування. На стадії позиціонування пацієнта дані не накопичуються, а пацієнт переміщується в таке положення збору даних. Зображення реконструюють по повному набору даних.

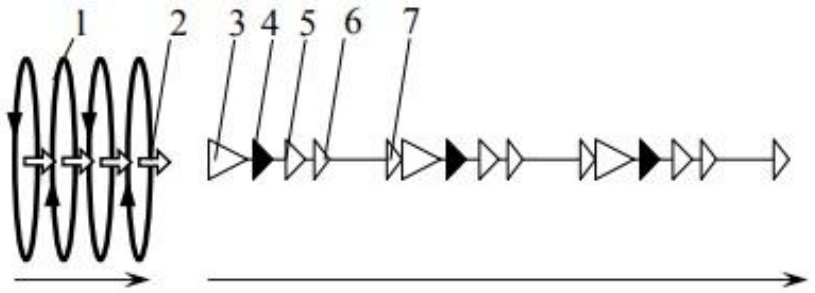


Рис. 1.4. Схема обстеження під час покрокового сканування: 1– збір даних; 2 – рух столу; 3 – команда затримки дихання; 4 – збір даних; 5 – команда нормального дихання; 6 – рух столу; 7 – реконструкція зображення

На практиці використовуються дві конфігурації покрокового сканування:

1. Пучок променів, що обертається, використовується для опромінення безлічі багатоканальних детекторів. І джерело, і детектори закріплені на коромислі, що безперервно обертається навколо пацієнта більш ніж на 360º.

2. Безліч детекторів встановлено на нерухомому кільці. Всередині або поза межами кільця знаходиться рентгенівська трубка, яка безперервно обертається навколо пацієнта.

Більш складним є гвинтове (спіральне) сканування, яке стало можливим завдяки появі конструкції гентрі з кільцем ковзання, що дозволяє трубці і детекторам обертатися безперервно.

Першу ідею спірального сканування запатентувала японська фірма TOSHIBA в 1986 р У 1989 група вчених під керівництвом Т. Katakura виконала перше клінічне дослідження на спіральному КТ.

Гідність спіральної КТ полягає в безперервному накопиченні даних, що здійснюється одночасно з рухом пацієнта через раму, як зображено на Рис.1.5.

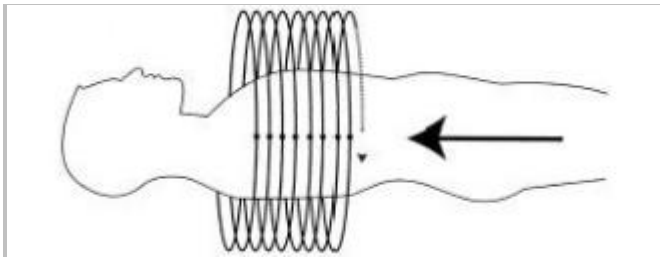


Рис. 1.5. Схема спірального сканування

Відстань переміщення пацієнта за оберт рами відповідає швидкості руху столу. Оскільки дані накопичуються безперервно, робочий цикл в спіральної КТ близький до 100%, а відображення зображуваного обсягу відбувається швидше. Зазвичай при реконструкції зображень в спіральній КТ використовуються алгоритми інтерполяції, які дозволяють виділити із загального набору дані, необхідні для побудови зображення окремого зрізу при кожному положенні столу.

1.4.2 Магнітно-резонансна томографія (МРТ)

Існує ще один метод дослідження внутрішньої структури об’єкту під назвою магнітно-резонансна томографія. В даній роботі він не може бути не розглянутий, бо також є розвопвсюдженим сучасним методом медицинського дослідження, але ми не будемо акцентувати на ньому увагу, бо зараз він не лежить в області наших інтересів.

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) – це метод відображення, заснований на явищі ядерно-магнітного резонансу (ЯМР) і який використовується в більшості для медичних досліджень. Її перевага перед КТ полягає в більш високій роздільній здатності, більшої контрастності

зображень, можливості отримання зрізів в різних площинах і відсутності гамма-променевого впливу на пацієнта. МРТ в порівнянні з КТ дозволяє скласти більш чітке уявлення про обсяг і нерівномірності поширення пухлин.

МР томограф складається з наступних основних блоків: магніту, градієнтних, шіммірующіх і РЧ котушок, що охолоджує системи, систем прийому, передачі та обробки даних, системи екранування. З перелічених компонентів магніт є найбільш коштовною частиною МР томографу, що створює сильне та стійке магнітне поле

Якість МР зображень залежить від співвідношення сигнал/шум зареєстрованого сигналу та кожний МР томограф має декілька відображуючи котушок для застосування в різноманітних ситуаціях [7].

1.5. Томосинтез

1.5.1. Томосинтез, як спосіб отримання інформації щодо паталогій

Зараз поширення набуває відносно новий, але ефективний алгоритм дослідження під назвою «томосинтез» (thomos – шар, переріз; synthesis – суміщення). Це методика пошарового дослідження об’єкту за допомогою рентгенівського випромінювання. Джерело випромінювання рухається навколо досліджуваного об’єкту на кут від –30 до +30 та робить знімки в процесі свого руху. Такий спосіб дослідження дозволяє знизити навантаження на пацієнта і в результаті дає серію знімків, комбінуючи які ми отримуємо необхідну нам інформацію про стан певного шару. Схема роботи біль детально представлена на Рис.1.6.

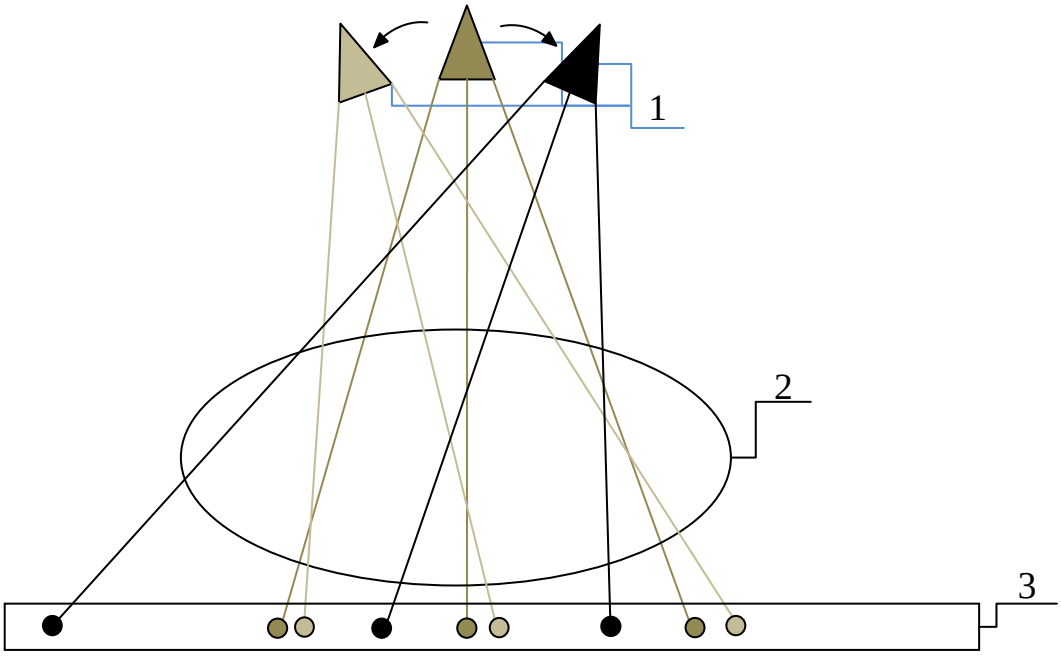


Рис. 1.6. Схема сканування за допомогою томосинтезу. 1 – джерело випромінювання; 2 – об’єкт дослідження; 3 – чутлива плівка (датчик)

Мабуть, першим кроком до розвитку томосинтезу, як методу дослідження внутрішньої структури об’єкту, було створення лінійної томографії, алгоритм якої описано ще в першому пункті. Ідея отримання одночасного отримання декількох шарів (томограм) досліджуваного об’єкту була запропонована Ziedses des Plantes 1931р. Ключовим фактором була необхідність зниження променевого навантаження на пацієнта під час обстеження та підвищення якості зображення.

Стверджувалося, що різні шари об’єкту можуть бути сформовані за один прохід рентгенівської трубки за рахунок складання декількох рентгенограмм об’єкту, що зроблені під різними кутами. Окремо кожний зріз є надто розмитим, щоб проводити певний аналіз, тому, для отримання якісної картинки, шари суміщалися певним чином один з одним, в результаті чого тільки одна певна площина опинялась у фокусі, а все інше було розмитим.

Але тільки у 1970х роках було опубліковано результати експериментів по отриманню довільної кількості шарів досліджуваного об’єкту, в яких вперше було використано термін «томосинтез».

Згодом з’явилося таке поняття як цифровий томосинтез (ЦТ). Він представляє собою рентгенологічний метод дослідження, що дозволяє пошарово візуалізувати обрану область з довільними параметрами кількості шарів та відстані між ними. Але над покращенням якості зображення ще велися роботи. В кінці 1990-х років були створені перші плоскопанельні цифрові детектори. З їх допомогою шуми та геометричні викривлення вдалося істотно зменшити.

Важливим моментом в роботі ЦТ є траєкторія руху рентгенівської трубки та детектору відносно пацієнту. З великої кількості відомих на сьогоднішній день способів переміщення можна виділити три основних:

1. Паралельний спосіб: трубка рухається в площині, що паралельна площині детектору, при цьому сам детектор може переміщуватися в своїй площині. Такий спосіб переміщення використовується, як правило, для томосинтезу грудної або брюшної області.

2. Ізоцентричний спосіб: трубка та детектор жорстко закріплюються на траверсі та обертаються як єдине ціле навколо пацієнту. Такий спосіб застосовується для апаратів на основі С-дуг для дослідження черепу та хребту.

3. Частково ізоцентричний: комбінація перших двох способів. Трубка рухається по колу, а детектор може рухатися в своїй площині, або знаходитися у стані спокою. Даний спосіб застосовується для томосинтезу молочних залоз.

Для томосинтезу було розроблено багато різних методів реконструкції зображень. Найпоширенішим в наш час є метод зсуву та складання. Під час паралельного руху трубки та детектора відбувається зсув проекції кожного зображення на задані значення, які потім збираються в єдине зображення і на певній заданій глибині об’єкт може бути виведено в фокус.

Головною проблемою томосинтезу є наявність у відтворених функціях густини інтенсивних ширококутних артефактів (перешкод), які не піддаються звичайній фільтрації. Це призводить до того, що у зріз, який ми можемо спостерігати, проникають артефакти від об’єктів, які знаходяться за межами цього зрізу.

1.5.2. Основні напрямки томосинтезу

1) Томосинтез в мамографії

Мабуть, найпоширенішим у сучасному світі є саме томосинтез в мамографії. Справа у тому, що він є ефективнішим для виявлення раку молочної залози, ніж традиційна мамографія. Він забезпечує вищу точність діагностики у поєднанні з нижчим дозовим навантаженням на пацієнтку. Завдяки можливості отримувати пошарові зображення на різній глибині, існує можливість біль детально роздивитися отримане зображення та виявити злоякісні новоутворення на ранніх стадіях.

2) Скелет та кісткова тканина

Також використовують томосинтез і в діагностиці захворювань кістково-суглобової системі у дітей та підлітків. У публікації M.Iwama et al.(2013), наприклад, підкреслюється, що дана методика продемонструвала свою діагностичну ефективність при багатьох захворюваннях кістково-суглобової системи [16]. За даними авторів [17] томосинтез має переваги перед рентгенографією під час дослідження шийних хребців у дітей періоду новонародженості та грудних, оскільки виключається необхідність відкривати дитині рот. Також виявлено, що за допомогою томосинтеза значно простіше діагностувати травми хребців, а також полегшується виявлення остеоартритів кісток. [15]

Однак, швидш за все, томосинтез не зможе замінити комп'ютерну томографію для оцінки глибших органів тіла, бо має обмежену глибину поля. [12]

3) Томосинтез грудної клітини

Зараз починає швидко розповсюджуватись діагностика захворювань легень за допомогою томосинтезу у зв'язку з тим, що він є більш чутливим за рентгенографію до виявлення новоутворень в легенях. [20]

Особливу актуальність методика томосинтезу набула заразу зв'язку з пандемією корона вірусу. Справа у тому, що рентгенографічні дослідження є обов'язковою частиною встановленні діагнозу наявності пневмонії. Широко

розповсюджені методики – це звичайна двовимірна ренгеногрфія легень та комп’ютерна томографія грудної клітини. В першому випадку ми отримуємо плоскі знімки грудної клітини за достатньо низької дозового навантаження на пацієнта. У випадку КТ отримується тривимірне пошарове зображення, але дозове навантаження перевищує всі допустимі обмеження. Малоракурсна томографія (томосинтез) дозволяє при дозах, що не перевищують максимальні дози під час звичайного (двовимірного) обстеження отримувати пошарові зображення легень, що достатні для проведення діагностики.

Також томосинтез застосовують для діагностики раку легень. [18] Справа у тому, що через обмежений кут обстеження томосинтез дозволяє значно збільшити часовий дозвіл спостереження за пацієнтами. Зараз найпоширенішим методом для виявлення раку легень є комп’ютерна томографія через свою високу чутливість, але вона має високу дозу випромінювання, високу коштовність та артефакти руху. Тому відновили інтерес до томографії та її клінічних застосувань.

Ще один напрямок томосинтезу грудної клітини – діагностика туберкульозу легень. [2] Зокрема, в роботі [19] виявлено, що томосинтез під час туберкульозу органів дихання дозволяє виявляти, достовірно оцінювати розповсюдженість та достатньо детально характеризувати осередково-інфільтративні зміни в легеневій тканині.

В наш час методика томосинтезу широко застосовується в томографії, а для обстеження легень існують тільки перші експериментальні прототипи рентгенівських апаратів.

Висновок до розділу. В розділі було проведено огляд основних напрямків дослідження внутрішньої структури об’єкту, їх історичний розвиток та деякі проблемі, що існують в наш час. Було сформовано поняття томографії та розглянуто основні її класифікації, а також розглянуто декілька основних математичних алгоритмів реконструкції (відтворення) зображень, що отримані за допомогою томографії.

2. ПРОЕКТИВНА ГЕОМЕТРІЯ ТА ЇЇ ВИКОРИСТАННЯ В МАЛОРАКУРСНІЙ ТОМОГРАФІЇ

2.1. Вступ до проективної геометрії

Систематичні дослідження в області проективної геометрії вперше розгорнулися приблизно в кінці XVIII сторіччя в роботах відомого французького фізика Жана-Віктора Понселе(1788-1867). Понселе виділив як об’єкт дослідження деякі властивості фігур, які назвав проективними.

В звичайній геометрії ми розглядаємо такі властивості фігур, як відрізки, кути або площини. Але чи є значення таких величин в геометрії чимось незмінним, чи існують інші властивості фігур, які зберігаються під час перетворень, що не включають в себе рух, наприклад, під час деформації? Вивчення таких геометричних властивостей в давні часи постало перед математиками як проблема перспективи, що вивчалася художниками. Процес створення картини можна розглянути як проекцію оригінального об’єкту на площину картини з центром проекції в оці художника. Під час проектування в залежності від відносних положень різноманітних об’єктів такі величини як довжини відрізків та кути неодмінно будуть міняти своє значення. Однак це не створює складностей під час розпізнавання оригінальної фігури на картині. Це пояснює тільки той факт, що існує деякий клас геометричних властивостей, що зберігають свої значення під час проектування. Саме пошук та аналіз таких властивостей і є предметом проективної геометрії. [14]

Методи проективної геометрії широко використовуються в обробці зображень [21].

В даній дипломній роботі є актуальними саме методи проективної геометрії, тому що вони є найбільш природними. В реальному житті промені рентгенівського випромінювання падають на об’єкт з однієї точки (фокуса). В проективній геометрії є операція так званого центрального проектування. [9] На рисунку 2.1. ми можемо бачити все, що надалі знадобиться нам для розв’язання поставленої задачі

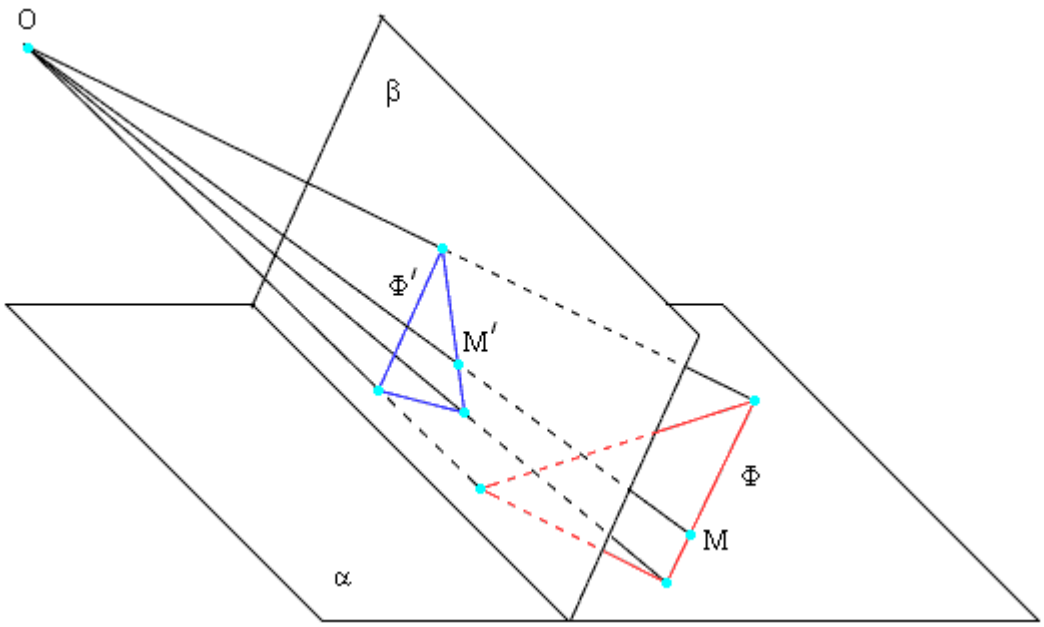


Рис.2.1. Центральне проектування

З точки *O* виходять промені, що проходять через площину β і падають на площину α. В найпростішому уявлені наша точка *O* – це джерело рентгенівського випромінювання. Площина β – деякий об’єкт, що досліджується, а площина α виступає у ролі чутливого екрану (плівки, детектору, тощо), на який падає випромінювання, створюючи тіньове зображення об’єкту.

2.2. Задача про відновлення зображень в одновимірному випадку

Розглянемо найпростіший випадок отримання зображення з джерелом випромінювання безпосередньо над об’єктом та паралельними пучками, що падають на поверхню.[12] Наглядно такий випадок зображено на рис. 2.2

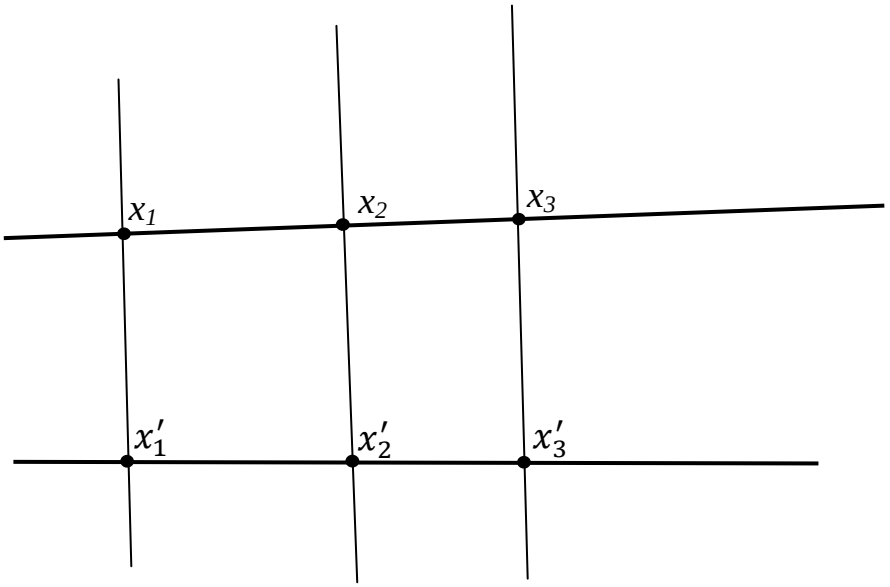


Рис.2.2 – паралельні промені падають на плоский чутливий до випромінювання екран.

Тепер дещо ускладнимо ситуацію та розмістимо площину, через яку проходять промені, під деяким кутом до площини з чутливою плівкою. (Рис.2.3.)

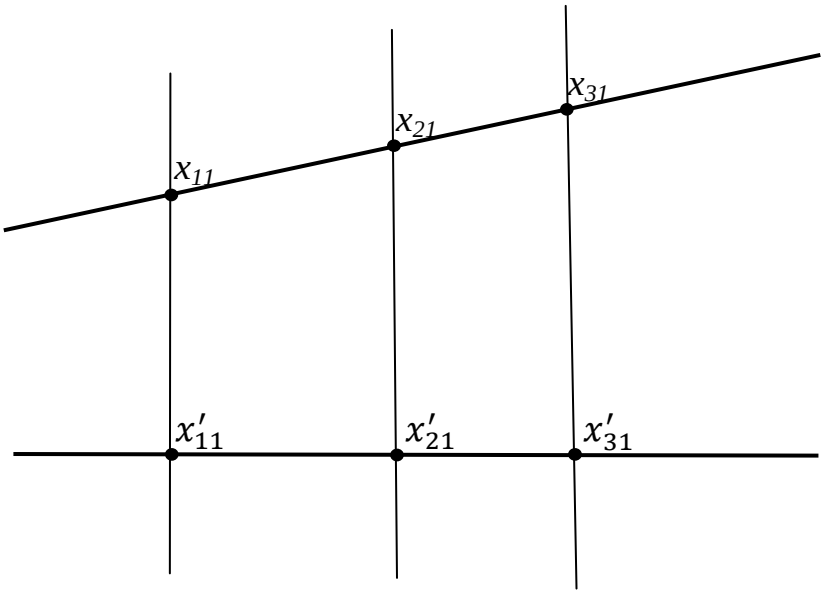


Рис.2.3. Паралельні промені падають на плоский чутливий до випромінювання екран через об’єкт, що знаходиться під кутом до екрану

Як ми бачимо, пучки випромінювання, що падають на екран, є паралельними. Тобто, зберігається відношення відстаней між точками. Звідси маємо:

$$\frac{x_1 - x_2}{x_1 - x_3} = \frac{x_{11} - x_{21}}{x_{11} - x_{31}};\ \frac{x'_1 - x'_2}{x'_1 - x'_3} = \frac{x'_{11} - x'_{21}}{x'_{11} - x'_{31}}$$

З такого співвідношення легко знайти відповідність між точкою-проекцією з прямої та точкою-проекцією з похилої:

$$x = x'_2 + \lambda(x'_1 - x'_3)$$

2.3. Задача про відновлення зображень в двовимірному випадку

Як нам відомо, реальні зображення складаються з маленьких квадратиків – пікселів. Аби мати можливість застосовувати формули для перетворень одної координати в іншу, нам потрібно спочатку якось описати ці координати. На зображенні є дві характеристики стосовно положення конкретного пікселя – ширина та висота. Це і буде в нашому випадку координатами. Розглянемо тепер минулі випадки зважаючи на те, що кожна точка має координати *x* та *y*. Першу ситуацію зобразимо на рис.2.4, а ситуацію, де площину нахилено під деяким кутом – на рис.2.5

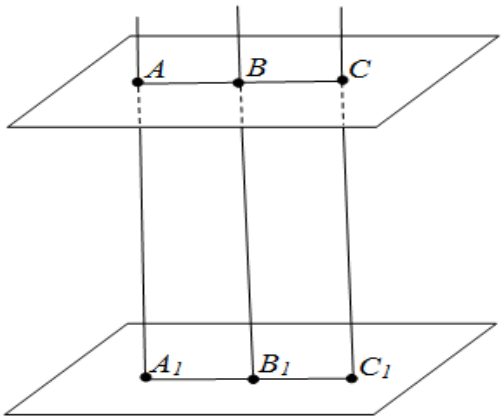


Рис.2.4. Двовимірний випадок з паралельними пучками випромінювання. Об’єкт знаходиться прямо відносно екрану.

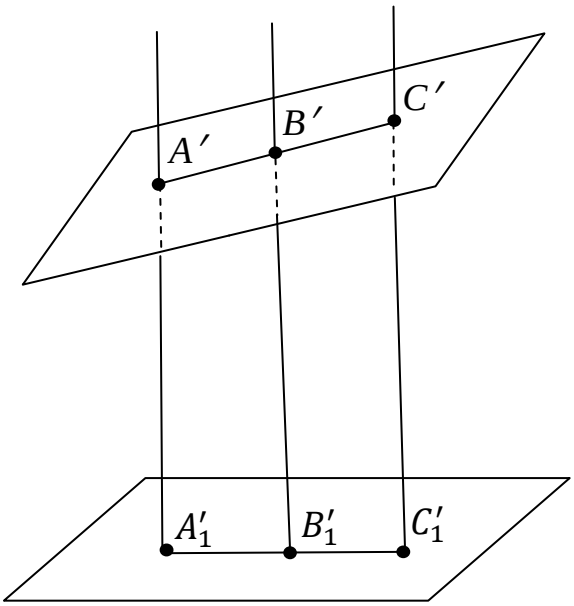


Рис.2.5. Двовимірний випадок з паралельними пучками випромінювання. Об’єкт знаходиться під кутом відносно екрану.

Ми вже знаємо, що в даному випадку в нас зберігається співвідношення

$$\frac{AB}{AC} = \frac{A'B'}{A'C'};\ \frac{A_1B_1}{A_1C_1} = \frac{A_1'B_1'}{A_1'C_1'}$$

Тому ми застосовуємо формули афінного перетворення для корекції необхідного нам зображення. В цьому випадку формула буде виглядати дещо складнішою, тому що ми маємо дві координати, але принцип її отримання той самий. Ми можемо поділити на уявні трикутники зображення, отримане під кутом і кожному з цих трикутників поставити у відповідність рівний трикутник, як показано на рис. 2.6.

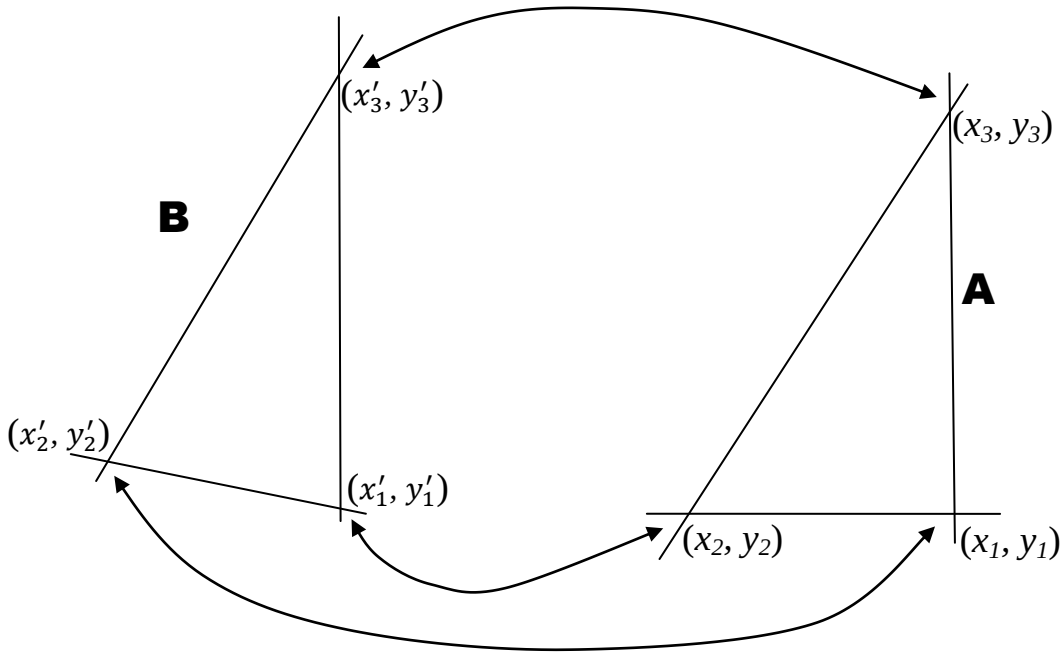


Рис. 2.6. Відповідність координат

Після такого поділу кожному пікселю кривого трикутника *A* ми можемо поставити у відповідність піксель рівного трикутника *B* за допомогою формул афінного перетворення. [13]

Маємо наступний результат:

$$\begin{cases} x = x_1 + \alpha(x_2 - x_1) + \beta(x_3 - x_1) \\ y = y_1 + \alpha(y_2 - y_1) + \beta(y_3 - y_1) \end{cases};$$

$$\begin{cases} x' = x_1' + \alpha(x_2' - x_1') + \beta(x_3' - x_1') \\ y_1' = y_1' + \alpha(y_2' - y_1') + \beta(y_3' - y_1') \end{cases};$$

В такий спосіб ми можемо з легкістю відтворити рівне зображення з кривого.

Розглянемо тепер другий випадок. На практиці, зокрема в томосинтезі, опромінення об’єкту відбувається за допомогою пучку рентгенівських променів, тобто, джерело випромінювання єдине і рухається по певній траєкторії. Для ілюстрування нижче наведено рисунок 2.5:

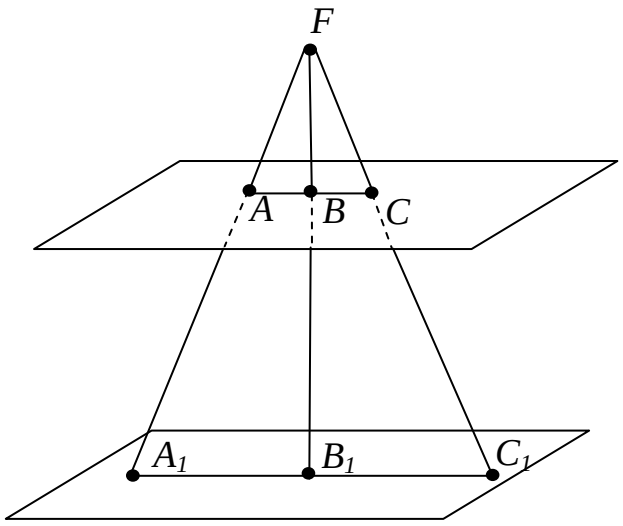


Рис.2.7. Промені зібрано у фокус. Об’єкт знаходиться паралельно екрану

Теперь розгорнемо верхню площину на деякий кут α. Як і у минулому випадку, отримаємо результат, зображений на рисунку 2.8.

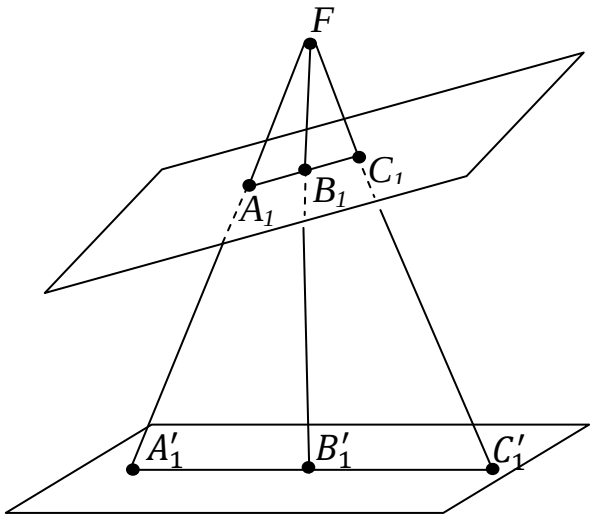


Рис.2.8. Промені зібрано у фокус. Об’єкт знаходиться під кутом до екрану

В такому випадку формула для локальних афінних перетворень не буде нам корисною, при їх застосуванні ми будемо спостерігати погіршення якості або повну втрату деяких об’єктів з певного шару. Тому найкращим вирішенням буде використати методи проективних перетворень, бо вони

будуть найближче відображати що відбувається під час проектування певного шару об’єкта на площину. До того ж, запропонований нами другий випадок більш гармонічно співпадає з ідеями проективної геометрії вже тим, що ми маємо безліч уявних прямих, що виходять з однієї точки і точки, в яких ці прямі потрапляють на екран, є проекціями точок досліджуваного об’єкту.

Формула для проективного перетворення координат в загальному вигляді можна виразити через наступні лінійно-проективні співвідношення:

$$x = \frac{a_{11}x_a + a_{12}y_a + a_{13}}{a_{31}x_a + a_{32}y_a + 1}$$

$$y = \frac{a_{21}x_a + a_{22}y_a + a_{23}}{a_{31}x_a + a_{32}y_a + 1}$$

Як можна побачити, в цьому випадку з’являється знаменник. Дана формула виводиться легко, але громіздко з рівнянь прямої.

Висновок до розділу . В даному розділі було розглянуто основні принципи проективної геометрії та область, де її можна застосовувати на практиці, зокрема, в нашому випадку для перетворень зображень в томосинтезі. Було розглянуто також методику локальних афінних перетворень та проведено аналіз причин, з яких зручно користуватися саме методами проективної геометрії.

3. ДОСЛІДЖЕННЯ ТА РОЗРОБКА МЕТОДИК ДЛЯ НЕПЛОСКИХ ЕКРАНІВ

3.1. Проблема криволінійних екранів

В минулому розділі ми розглянули як знаходити залежність між координатами на двох знімках: прямим та під кутом. Але в реальному часі ситуація складається така, що не завжди екран, на який падають промені, є прямим. На практиці зустрічаються екрани, поверхня яких є дещо викривленою і відновлення зображень з таких екранів ще досі залишається невирішеною проблемою.

Як приклад можна привести схему роботи цифрового мамо графу Medima 3d [11], яку зображено на рис. 3.1.

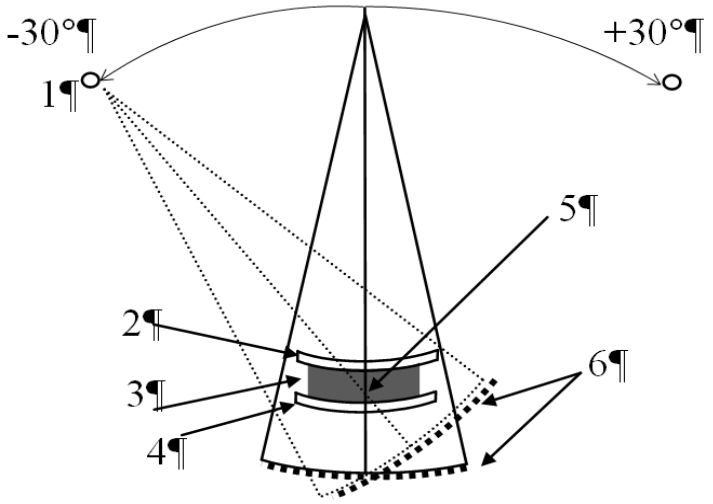


Рис.3.1. Принцип дії рентгенівського цифрового мамографа з функцією томосинтезу "Медіма-3d". 1 –джерело рентгенівського випромінювання, яке може рухатися; 2 – пластина стиснення; 3 – стиснутий об’єкт; 4 – вигнута опорна плита; 5 – центр обертання; 6 – криволінійний приймач в 2D зображеннях.

Як можна побачити, екран, що приймає рентгенівське випромінювання, є криволінійним. З урахуванням цього фактору система досягає більш високої точності за рахунок того, що джерело рентгенівського випромінювання може обертатися навколо об’єкту дослідження і рентгенівське випромінювання падає перпендикулярно проекціям на голчасті фосфор-приймачі не тільки в прямій, але і в бічних проекціях. Це дозволяє значно покращити якість отриманих проекцій, але проблема відновлення зображень з криволінійних екранів без втрати якості все ще залишається відкритою в наш час.

3.2. Розробка аналітичної моделі калібрування

Зобразимо ще раз на більш наочно ситуацію в якій рентгенівське випромінювання падає на криволінійний екран на рис. 3.2.

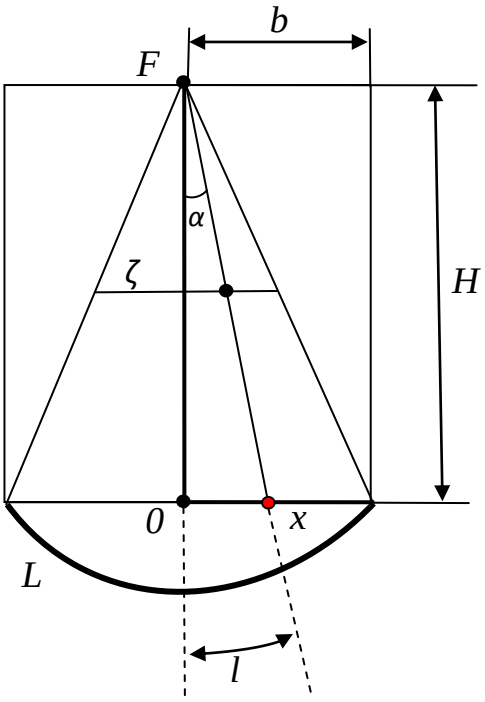


Рис.3.2. Випадок неплоского екрану з прямим положенням об’єкту

Розглянемо детальніше зображення, приведене вище. Тут ми маємо декілька променів, що виходять з точки *F*(фокусу), проходять крізь деякий

об’єкт ζ та потрапляють на викривлений екран *L*. Якщо ми проведемо уявне подовження дуги *L*, то отримаємо коло з центром у точці *F*. Проведемо уявну хорду та позначимо за *x* точку, де один з рентгенівських променів перетинає цю хорду. Позначимо за початок системи відліку промінь, що падає перпендикулярно до хорди та знайдемо координати точки *x*.

Якщо дещо детальніше пояснювати ситуацію, хорда – це і буде наше «зображення», яке зараз знаходиться на дузі *L*. За допомогою групи перетворень зараз ми будемо намагатися знайти зображення з дуги та відновити його «пряму» форму.

Нехай α – кут між початком координат та променем, на якому лежить шукана точка *x*. З початкових умов ми точно можемо знати радіус уявного кола *R*. Тоді довжина *l* сектору нашого уявного кола буде знаходитися за формулою:

$$l = R \cdot \alpha \tag{3.1}$$

Розглянемо тепер трикутник, вершинами якого є точка фокусу *F*, шукана точка *x* та початок відліку 0. На малюнку видно, що дві сторони цього трикутника нам відомі отже, можемо знайти його сторону *H*. Знаючи кут α та відстань *H* можемо знайти точку *x*:

$$x = H \cdot tg(\alpha), \qquad \text{де } H = \sqrt{R^2 - b^2}$$

Кут α можна виразити зі співвідношення (1). Тоді маємо:

$$x = H \cdot tg\left(\frac{l}{R}\right) \tag{3.2}$$

Тепер розглянемо наступну ситуацію (Рис.3.3)

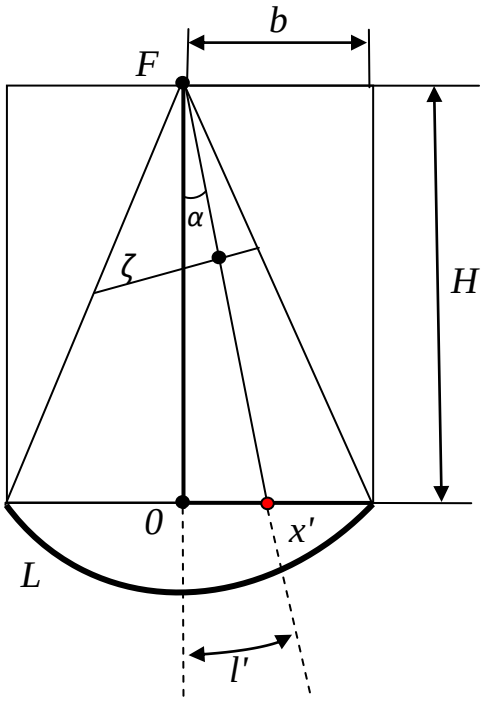


Рис.3.3. Випадок неплоского екрану з положенням об’єкту під кутом

На рисунку зображено той самий об’єкт ζ, але повернутий під деяким кутом відносно першочергового положення. Маємо трохи іншу *l’* та *x’*.

З минулого підрозділу ми знаємо, що *x* та *x’* пов’язані наступним співвідношенням:

$$x' = a \cdot x + c$$

Де *a* і *c* – деякі константи. Звідси отримаємо:

$$x' = a \cdot H \cdot tg\left(\frac{l}{R}\right) + c$$

Зі співвідношення (3.2) можемо отримати формулу для *l*, отже, зможемо отримати формулу і для *x’*.

$$l = R \cdot arct\left(\frac{x}{H}\right) \;\rightarrow\; l' = R \cdot arct\left(\frac{x'}{H}\right)$$

$$l' = R \cdot arct\left(\frac{a \cdot x + c}{H}\right) = R \cdot arct\left(\frac{a \cdot H \cdot tg\left(\frac{l}{R}\right) + c}{H}\right)$$

$$x' = a \cdot H \cdot tg\left(\frac{1}{R} \cdot \left(R \cdot arct\left(\frac{1}{H} \cdot \left(a \cdot H \cdot tg\left(\frac{l'}{R}\right) + c\right)\right)\right)\right) = a^2 \cdot tg\left(\frac{l}{R}\right) + c$$

Висновки до розділу. В даному розділі була поставлена проблема, вирішення якої є метою даної роботи. Досліджено можливі шляхи використання методів проективної геометрії для вирішення задачі з неплоским детектором. Розроблено нову аналітичну методику для вирішення поставленої задачі, отримано кінцеву формулу.

ВИСНОВКИ

В роботі проведено ознайомлення з існуючими методиками використання малоракурсної лінійної томографії в сучасних медичних приладах, зроблено критичний огляд існуючих методик використання малоракурсної лінійної томографії в сучасних медичних приладах. Досліджено шляхи використання ідей проективної геометрії в задачах відновлення зображень. Розглянуто аналітичні підходи в одновимірному та двовимірному випадках. Поставлено проблему криволінійних екранів. Розроблено оригінальні аналітичні методики проективної геометрії для неплоскої геометрії детекторів, а також обчислювальні алгоритми та програмне забезпечення для їх ви користування. Отримано результати, які можна буде використати в реальних застосуваннях.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Історія рентгенології [Електронний ресурс] URL: https://www.diagram.com.ua/info/engineering-and-technology/engineering-and-technology244.shtml
2. М. М. Никитин, Г. В. Работыльский, Цифровой томосинтез в диагностике и контроле эффективности лечения туберкулёза органов дыхания – Медицинская визуализация -2016 - №3 – С.96-97
3. П. Г. Доля, Введение в математические методы компьютерной томографи – Харьковский Национальный Университет – 2015 – С 2-4
4. Історія КТ [Електронний ресурс] URL: https://professiya-vrach.ru/article/istoriya-poyavleniya-kompyuternoy-tomografii/
5. Комп’ютерна томографія [Електронний ресурс] URL: http://nuclphys.sinp.msu.ru/nuc_techn/med/tom.htm
6. В.Н. Степанов, Основы интроскопии – Оренбургский государственный университет – 2011 – С. 8, 15
7. М.Я. Марусина, А.О. Казначеева, Современные виды томографии – ИТМО – 2006 – с. 21-23, 40-43
8. С.Н. Гуржиев, В.П. Новиков, С.Н. Соколов, Оценка возможностей томосинтеза на ренгенографическом аппарате «ПРОГРАФ-7000», Медицинская техника – 2011 – с.34-35
9. Що таке проективна геометрія [Електронний ресурс] URL: http://px-pict.com/10/3/1.html
10. O.N.Morgun, Nemchenko K. E. A Quantitative Parameter for Objective Comparison of the Quality of Digital X-Ray Imaging Systems Font: Biomedical Engineering, 2003, v.37, n. 5, p. 243
11. Хроніки розвитку рентгенівського апарату [Електронний ресурс] URL: http://hroniki.org/articles/istoriya-rentgenovskogo-apparata

12. А. І. Малихіна, «Нові алгоритми калібрування в томосинтезу» Кваліфікаційна робота магістра з прикладної фізики. – Х.: ХНУ імені В. Н.Каразіна, 2018. – 55 с.
13. Г. П. Петрашова, «Нові алгоритми калібрування томосинтезу» Кваліфікаційна робота магістра з прикладної фізики – Х.:Харківський Національний університет імені В.Н. Каразіна, 2018. – 41 с.
14. А.А. Кирсанов, Лекции по проективной геометрии [Електронний ресурс] URL: http://alexandr4784.narod.ru/geopdf/geopr_l1.pdf
15. С.С. Карпов, Возможности методики томосинтеза в исследовании костей и суставов у детей и подростков(Обзор литературы) – Радиология-Практика №4(58) – 2016 – с.42-49
16. M. Iwama, K. Takehara, K. Anraku, Use of tomosynthesis in the Aizawa - Hospital. J. Medical Now №75 – 2013 – pp.209-211
17. Н.Н. Боголепова, М.В. Ростовцев, Опыт использования томосинтеза в детском лечебном учреждении – Мед.визуализация №2 – 2010 – с.67-72
18. Luca Bertolaccini, Andrea Viti, Alberto Terzi, Digital tomosynthesis in lung cancer: state of the art, Ann Transl Med. 3(10) – 2015 – p. 139
19. М.М. Никитин, Возможности томосинтеза в диагностике различных форм туберкулёза лёгких, Russian Electromic Journal of Radiology 6(1) – 2016 – pp 35-47
20. Томосинтез для виявлення новоутворень в легенях. [Електронний ресурс] URL: https://unionrad.ru/?q=news/1763
21. Ю.Г. Игнатьева, А. А. Агафонова, Проективная геометрия и методы изображений – Казанский університет – 2014