МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ В. Н. КАРАЗІНА
ФІЗИКО-ЕНЕРГЕТИЧНИЙ ФАКУЛЬТЕТ
Кафедра інформаційних технологій в фізико-енергетичних системах

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломної роботи
за освітньо-кваліфікаційним рівнем магістр

«Нові алгоритми калібрування в томосинтезі»

Виконав: студент 2 курсу, групи НФ-63
Петрашова Г.П.
спеціальність:
105 Прикладна фізика та наноматеріали
освітня програма: Прикладна фізика
енергетичних систем
Керівник: доктор фізико-математичних наук,
Фертман О.Л.
Рецензент:

Харків – 2018

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна

Факультет фізико-енергетичний
Кафедра інформаційних технологій в фізико-енергетичних системах
Рівень вищої освіти (освітньо-кваліфікаційний рівень) магістр
Спеціальність: 105 Прикладна фізика та наноматеріали
Освітня програма: Прикладна фізика енергетичних систем

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ проф. Нємченко К.Е.
підпис

“_____” _____ 2018 року

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу магістра студентові

Петрашова Ганна Павлівна

1. Тема роботи «Нові алгоритми калібрування в томосинтезу»

керівник роботи Фертман Олена Леонідівна

затверджені наказом по університету від _____

2. Строк подання студентом роботи « » _____ 2018 р.

3. Перелік питань, які потрібно розглянути:

Розробити оригінальні методі використання проективної геометрії для створення матриці взаємної трансформації проекції у томосинтезі без визначення проективної матриці тривимірного простора на поверхню детектора. Використати модифіковану версію калібрувального алгоритму відновлення тривимірної структури об’єкту, а також запропонувати методику врахування скривлення поверхні детектора. Розробити програмне забезпечення для використання розроблених алгоритмів та застосувати його в реальних дослідженнях.

4.План роботи

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

5. Дата видачі завдання « »_____2018 р

Студент _____ **Петрашова Г.П.**
підпис

Керівник роботи _____ **Фертман О.Л.**
підпис

РЕФЕРАТ

Петрашова Ганна «Нові алгоритми калібрування в томосинтезу»
Кваліфікаційна робота магістра з прикладної фізики. – Х.: ХНУ імені В. Н.Каразіна, 2018. – 41 с.

У роботі досліджуються нові підходи до вирішення проблеми томосинтезу, як в способі обробки певних проекцій, так і в алгоритмах відновлення тривимірної структури об’єкта, що досліджується. Основна ідея полягає в використанні методів проективної геометрії для створення матриці взаємної трансформації проекції без визначення проективної матриці тривимірного простора на поверхню детектора. В роботі використана модифікована версія калібрувального алгоритму відновлення тривимірної структури об’єкту, а також запропоновано методику врахування скривлення поверхні детектора.

Мета роботи – розробка і використання нових методів тривимірної мамографії, відновлення тривимірної структури новими методами з використанням проективної геометрії.

Об’єкт дослідження – нові методи томосинтезу, малоракурсної томографії, та конусної томографії

Предмет дослідження – методи відновлення тривимірних зображень виходячи з набору проекції за допомогою нових методів з використанням проективної геометрії.

У результаті виконання дипломної роботи було розроблено новий алгоритм для цифрової лінійної томографії, розроблено програмне забезпечення і проведено реальне застосування алгоритму в діючому приладі.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: ЦИФРОВА ТРИВИМІРНА МАММОГРАФІЯ, ТОМОСИНТЕЗ, ТОМОГРАФІЧНА ПРОЕКЦІЯ, ПРОЕКТИВНА ГЕОМЕТРІЯ, ПРОЕКТИВНІ КООРДИНАТИ, ПРОЕКТИВНІ ПЕРЕТВОРЕННЯ.

РЕФЕРАТ

Петрашова Анна «Новые алгоритмы калибровки в томосинтезе» Квалификационная работа магистра прикладной физики. – Х.: ХНУ имени В. Н.Каразина, 2018. – 41 с.

В работе исследуются новые подходы к решению проблемы томосинтеза, как в способе обработки определенных проекций, так и в алгоритмах восстановления трехмерной структуры молочной железы. Основная идея заключается в использовании методов проективной геометрии для создания матрицы взаимной трансформации проекции без определения проективной матрицы трехмерного просторная на поверхность детектора. В работе использована модифицированная версия калибровочного алгоритма восстановления трехмерной структуры объекта, а также предложена методика учета искривления поверхности детектора.

Цель работы – разработка и использование новых методов трехмерной маммографии, восстановление трехмерной структуры новыми методами с использованием методов проективной геометрии.

Объект исследования – новые методы для томосинтеза, малоракурсной томографии и конусной томографии.

Предмет исследования – методы восстановления трехмерных изображений исходя из набора проекции с помощью новых методов с использованием проективной геометрии.

В результате выполнения дипломной работы был разработан новый алгоритм для цифровой линейной томографии, разработано программное обеспечение и проведено реальное применение алгоритма в действующем приборе.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: ЦИФРОВАЯ ТРЕХМЕРНАЯ МАММОГРАФИЯ, ТОМОСИНТЕЗА, ТОМОГРАФИЧЕСКАЯ ПРОЕКЦИЯ, ПРОЕКТИВНАЯ ГЕОМЕТРИЯ, ПРОЕКТИВНЫЕ КООРДИНАТЫ, ПРОЕКТИВНОЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЕ.

ABSTRACT

Anna Petrashova " New algorithms for calibration in tomosynthesis "

Qualification work of the master of applied physics. – Kharkiv: V.N. Karazin Kharkiv national university, 2018. – 41 p.

In this paper, new approaches to solving the problem of tomosynthesis are investigated, both in the method of processing certain projections and in the algorithms for restoring the three-dimensional structure of the mammary gland. The main idea is to use the methods of projective geometry to create a matrix of mutual transformation of the projection without defining a three-dimensional spacious projective matrix on the surface of the detector. We used a modified version of the calibration algorithm for the restoration of the three-dimensional structure of the object, and also proposed a method for taking into account the curvature of the detector surface.

The aim of the work is the development and use of new methods of three-dimensional mammograph, restoration of the three-dimensional structure with new methods using the methods of projective geometry.

The object of the research is new methods of tomosynthesis, few angiography, and cone tomography

The subject of the research is the methods of restoring three-dimensional images from a set of projections using new methods using projective geometry.

As a result of the thesis, a new algorithm for digital linear tomography was developed, software was developed and the actual application of the algorithm was carried out in the current device.

KEYWORDS: DIGITAL THREE-DIMENSIONAL MAMMOGRAPHY, TOMOSYNTHESIS, TOMOGRAPHIC PROJECTION, PROJECTIVE GEOMETRY, PROJECTIVE COORDINATES, PROJECTIVE TRANS – FORMATION.

ЗМІСТ

ВСТУП..... 8

РОЗДІЛ 1. ТОМОСІНТЕЗ І ВІДНОВЛЕННЯ ТРИВИМІРНОЇ СТУКТУРИ (АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД)..... 10

1.1. Комп'ютерна томографія і томосинтез 10

1.2. Огляд сучасних досліджень..... 13

Висновки до розділу 16

РОЗДІЛ 2. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ ТА НОВИЙ АЛГОРИТМ ВІДНОВЛЕННЯ ТРИВИМІРНОЇ СТРУКТУРИ 16

2.1. Постановка задачі для реального пристрою..... 16

2.2. Методика локальних афінних перетворень..... 19

2.3. Методика проективних перетворень..... 25

РОЗДІЛ 3. ВИКОРИСТАННЯ НОВОГО АЛГОРИТМА В РЕАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ 28

3.1. Принципова схема алгоритму відновлення..... 28

3.2. Процедура попереднього геометричного калібрування..... 29

3.3. Визначення коефіцієнтів матриці проективного перетворення..... 32

ВИСНОВКИ 33

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ..... 34

Додаток А Комп'ютерна програма..... 38

ВСТУП

Актуальність теми. Комп’ютерна томографія є одним з потужніших методів сучасної рентгенології [1]. Під час томографії утворюється тривимірне зображення частин тіла людини, що дозволяє проводити діагностику та лікування захворювань головного мозку, кровоносних судин, легеневих захворювань тощо. В той же час, томографічні дослідження є одними з самих коштовних і тому не є широко доступними, а самі томографи є одними з самих складних технічних пристроїв.

Основною метою цього диплому є розроблення нових алгоритмів для системи конусної комп’ютерної томографії. Дослідження, які зроблені в дипломі, необхідні для впровадження у медичну практику комп’ютерних томографів нового типу – томографів, які використовують конусний промінь рентгенівського випромінювання, і які створюють об’ємне зображення об’єктів за єдиний оберт навкруг пацієнту. Такі апарати будуть значно дешевшими та простими у виготовленні та використанні.

У роботі досліджуються нові підходи до вирішення проблеми томосинтезу, як в способі обробки певних проекцій, так і в алгоритмах відновлення тривимірної структури молочної залози. Основна ідея полягає в використанні методів проективної геометрії для створення матриці взаємної трансформації проекції без визначення проективної матриці тривимірного простора на поверхню детектора. В роботі використана модифікована версія калібрувального алгоритму відновлення тривимірної структури об’єкту, а також запропоновано методику врахування скривлення поверхні детектора. В роботі створено програмне забезпечення для використання розроблених алгоритмів та застосовано в реальних дослідженнях.

Для досягнення поставленої мети визначені **задачі**:

– проаналізувати сучасний стан і шляхи розвитку тривимірної цифрової мамографії;

– проаналізувати особливості технологій, що використовуються в існуючих апаратах, дослідити їх недоліки та переваги;

– розробити новий алгоритм лінійної томографії з використанням методів проективної геометрії;

– застосувати розроблені алгоритми для відновлення зображень реальних об’єктів та тест–об’єктів;

Об’єкт дослідження – нові методи томосинтезу, малоракурсної томографії, та конусної томографії. Предмет дослідження – методи відновлення тривимірних зображень виходячи з набору проекції за допомогою нових методів з використанням проективної геометрії.

Методи дослідження. Теоретичні положення роботи базуються на математичних методах цифрової лінійної томографії, з використанням нових алгоритмів калібрування, які використовують ідеї проективної геометрії.

Наукова новизна одержаних результатів.

– розроблено новий алгоритм відновлення шарів тривимірних об’єктів з застосуванням методів проективної геометрії;

– розроблено та використано в реальному медичному приладі програмний продукт для реалізації даного алгоритму.

Практичне значення отриманих результатів:

– обґрунтовано принципову можливість відновлення мікроскопічних структур в шарах тривимірних об’єктів.

– значно підвищено просторову розподільну чутливість методу, зокрема, за висотою.

Структура і обсяг роботи. Магістерська робота складається зі вступу, трьох розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків. Загальний обсяг роботи становить 41 сторінку, із них основного тексту 34 сторінки, 16 рисунків за текстом, список використаних джерел із 25 найменувань на 3 сторінках, 1 додатку на 4 сторінках.

РОЗДІЛ 1. ТЕМОСІНТЕЗ І ВІДНОВЛІННЯ ТРИВИМІРНОЇ СТУКТУРИ (АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД)

1.1. Комп’ютерна томографія і томосинтез

Комп’ютерна томографія є найбільш потужнім з методів сучасної медичної діагностики. Вона дозволяє отримувати тривимірні зображення органів людини, що дає можливість діагностувати та лікувати складні хвороби – хвороби головного мозку, кровоносної системи, легенів. Діючі томографи використовують спіральній принцип сканування, обертаючись навколо пацієнта багато разів і дуже повільно просуваючись уздовж нього. Цей процес істотно збільшує час дослідження. Інша вада стандартних томографів – це їхня висока вартість, викликана необхідністю застосування механічних приладів високої точності.

Ці проблеми приводять к постійному впровадженню великої кількості нових розробок та досліджень нових математичних алгоритмів фахівцями в цій галузі знань [2 – 6].

В останні роки ведучі фірми–виробники рентгенівської техніки заявили про перші результати досліджень по створенню томографів шостого покоління, що використовують конусну томографію. У цьому методі застосовується широкий, так званий, конусний пучок рентгенівського випромінювання, що практично цілком захоплює об'єкт досліджень. Конусний томограф здатний створити тривимірне зображення за один оберт навколо об'єкта. Це істотно прискорює процедуру дослідження і, крім того, дозволяє обходитися без коштовної прецизійної механіки.

Однак, існуючі алгоритми для конусної томографії та зроблені на їхній основі апарати при прийнятних для пацієнта радіаційних навантаженнях можуть розпізнавати лише об'єкти з великим контрастом. З цієї причини їх використовують тільки в стоматологічних цілях для одержання об'ємного зображення щелеп.

Основні вимоги, що висуваються до любих рентгенографічних апаратів, включаючи томографи – зменшення радіаційного навантаження на пацієнта при одночасному поліпшенні їх діагностичних властивостей. Одним зі шляхів одночасного досягнення цих двох цілей є розробка нових математичних алгоритмів, які можна використовувати у режимі реального часу завдяки використанню паралельних обчислень на багатоядерних процесорах. Дослідження та впровадження таких алгоритмів є другою метою даного проекту. Ці оригінальні алгоритми розпізнавання об’єктів малого контрасту, таких як пухлини, кровоносні судини з малим змістом контрастної речовини. Розробка, дослідження та впровадження цих алгоритмів, а також програм, які використовують ці алгоритми для обробки зображень, є метою першого етапу проекту.

Протягом останнього етапу виконання диплома буде розроблено програмне забезпечення візуалізації тривимірного зображення. Такі програми дадуть змогу демонструвати на екрані комп’ютера тривимірне зображення у різних виглядах. Можливою буде демонстрація стандартним способом у вигляді низки зрізів. В той же час буде використана демонстрація у вигляді поверхонь рівня однакової густини, а також методи, які використовують розпізнавання зображень, наприклад, за текстурою.

Стандартна мамографія – недорогий, швидкий, неінвазійний рентгенологічний аналіз, який передбачає порівняно низькі дози іонізуючого випромінювання [1]. Проте, двовимірний характер мамографії призводить до суперпозиції зображень тканин, що може спричинити деякі проблеми, наприклад: щільна залозова тканина, розташована вище і (або) нижче уражених зон, може зменшити видимість ураження (зменшення чутливості). Це явище частково відповідає за чутливість та специфічність скринінгової мамографії, яка дорівнює 83,5%.

Впровадження цифрового забезпечення допомагає поліпшити мамографію, уникаючи, зокрема, вузького діапазону лінійної реакції екрану-плівки. Проте цифрова мамографія набуває лише 2D-проекції тривимірного

(3D) об'єкта, що зберігає проблему суперпозиції тканин. Потенційно, найбільш важливим внеском цифрової мамографії є її гнучкість, яка дозволяє розробляти методи обробки зображень, які дозволяють зменшити деякі обмеження мамографії. Зокрема, для подолання втрати інформації в третьому вимірі, крім інших переваг, були розроблені два нові методи зображень: спеціальна комп'ютерна томографія. Незважаючи на те, що спеціалізована CT-група залишається перспективною, томосинтезу тривимірних об’єктів зараз є клінічною технологією, причому різні системи отримали схвалення для клінічного застосування в усьому світі.

Томосинтез – це техніка, яка дає можливість псевдооб’ємного зображення, яке використовує обмежену кількість проекцій з вузького кутового діапазону та об'єднує ці проекції для реконструкції квазі – 3D-зображення.

У томосинтезі зображення тривимірних об’єктів були вперше продемонстровані в 1987 році, і геометрія здобуття зображень була дуже схожа на те, що використовується в мамографії, при цьому різниця в тому, що рентгенівська трубка обертається в одній площині навколо статичного об’єкту, і серія зображень набуває по одному на кожному положенні рентгенівській трубці. Під час експозицій детектор може або бути статичним або обертатися, щоб підтримувати свою верхню поверхню нормально до рентгенівської трубки. Серія отриманих проекцій потім обробляється алгоритмом реконструкції, який використовує різне розташування в проекціях, щоб обчислити їх вертикальне положення, тим самим оцінюючи тривимірний розподіл тканин. Завдяки обмеженому куту проекційних поглинань, томосинтез характеризується анізотропним просторовим дозволом, з дуже високим просторовим дозволом у площинах, паралельних детектору, і значно меншою роздільною здатністю в перпендикулярному напрямку. Проте це низьке просторове вирішення в напрямку глибини вважається достатнім, щоб істотно зменшити проблему суперпозиції тканин, знизивши його вплив на чутливість та специфічність.

1.2. Огляд сучасних досліджень

Чисельні дослідження [2 – 6] методів томосинтезу [1,2] (порівняння діагностичних властивостей стандартної плоскої 2D цифрової мамографії з об'ємним 3D-цифровим томосинтезом об’єктів (у фантомах і в клінічній практиці) показали, що томосинтез має значну перевагу при виявленні пухлин (онкогенів), але ця перевага значно слабша ніж 2D мамографія при виявленні мікрокальцифікацій [3]. Це протиріччя ще більше помітно збільшується при збільшенні кута томосинтезу.

Детальні дослідження показали суперечливі тенденції в томосинтезі [4] – при збільшенні кута томосинтезу здатність виявляти пухлини зростає, а мікрокальцифікацій – зменшується [5]. Тенденція росту ідентифікації пухлини з збільшенням кута пояснюється зменшенням шумів структури томосинтезу при вищій роздільній здатності томографії (тобто, просторовому розділенні з глибиною), оскільки в кожному шарі менше, ніж структура залозистої тканини, і, отже, залізиста тканина не буде ані затушувати пухлину, ані мімікувати під них [6]. Крім того, збільшення кута томосинтезу дає змогу зменшити контрастність артефактів, тим самим покращуючи видимість об'єктів у досліджуваному шарі.

З іншого боку, чим вище кут томосинтезу, тим вище шлях рентгенівського випромінювання в об’єкті, що призводить до зменшення кількості рентгенівських квантів, тим самим до збільшення (відносного) квантового шуму [5] . Крім того, проходження довшої довжини у грудях призводить до досягнення енергії рентгенівських квантів, а отже, до зменшення радіаційного контрасту мікрокальцифікацій. Також при збільшенні довжини шляху на об’єкті збільшується і рівень розсіюваного рентгенівського випромінювання, що зменшує суттєво находження мікрокальцифікацій [7].

Таким чином, у томосинтезі існує конкуренція між необхідністю збільшення кута томосинтезу для видалення структурного шуму та

забезпечення високої роздільної здатності томографії (за висотою), необхідність забезпечити високоякісні зображення для проекцій, виконаних за великим кутом, що вимагає високих збільшення радіаційного опромінення для цих прогнозів [8].

Окремо варто зауважити, що більшість типів існуючих мамографів з томосинтезом мають стаціонарний або невеликий кут варіації (± 2.1 °). Це призводить до того, що при збільшенні кута томографії рентгенівського випромінювання вони падають не перпендикулярно, що погіршує характеристики продуктивності рентгенівської і розмивання зображення, особливо дрібних деталей (мікрокальцифікацій).

Окрім фізичних причин можливої низької якості реконструкції мікрокальцифікацій, основну роль відіграють чисті математичні причини (метод реконструкції та реалізація). Справа в тому, що на якість реконструйованих зображень і, отже, виявлення мікрокальцифікацій впливає алгоритм реконструкції томографічних шарів [9 – 11], і дуже важлива роль геометричної калібрування мамографа [12].

Виходячи з вищезгаданих причин, можна зробити висновок, що виявлення пухлин та мікрокальцифікацій в однорідній структурі, наприклад, у об’єктах з високим вмістом жирової тканини та невеликою присутністю залозистої тканини, у стандартній 2D-мамографії більш ефективний, ніж у випадку 3D-томосинтезу. Таким чином, у цьому випадку не пропонується томосинтез. Однак, для молочної залози з високою порцією залозистої тканини потрібно провести томосинтез, як спосіб зменшити внесок структурного шуму. Проте порівняльний аналіз якості зображень у 3D та 2D режимах краще виконувати для однорідного середовища без структурного шуму, наприклад, з використанням фантомного RMI-156 (GAMMEX, США).

Таким чином, ця дипломна робота присвячена вирішенню проблем збільшення роздільної здатності томографії при великих кутах томосинтезу з мінімальним погіршенням визначення мікрокальцифікацій у порівнянні з 2D зображеннями з однаковими дозами навантаження на об’єкті досліджень.

Висновки до розділу

У розділі проаналізовано сучасний стан і шляхи розвитку тривимірної цифрової мамографії, приведено критичний особливостей технологій, що використовуються в існуючих апаратах, досліджено їх недоліки та переваги. Зокрема, зроблено основний висновок досліджень,що проводяться у світі протягом двадцяти років,а саме – виявлення пухлин та мікрокальцифікацій в однорідній структурі, наприклад, у об’єктах з високим вмістом жирової тканини та невеликою присутністю залозистої тканини, у стандартній 2D-мамографії більш ефективне, ніж у випадку 3D-томосинтезу. Таким чином, у цьому випадку не пропонується томосинтез. Однак, для молочної залози з високою порцією залозистої тканини потрібно провести томосинтез, як спосіб зменшити внесок структурного шуму.

РОЗДІЛ 2. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ ТА НОВИЙ АЛГОРИТМ ВІДНОВЛЕННЯ ТРИВИМІРНОЇ СТРУКТУРИ

2.1. Постановка задачі для реального пристрою

Основні результати роботи засновані на експериментальних дослідженнях, проведених на цифровому мамографі з функцією томосинтезу "Медіма-3d", який показано на рис. 2.1. Однією з особливостей цього пристрою є горизонтальне розташування пацієнта, що дає змогу проводити ширококутні дослідження томографії. При проведенні томосинтезу цей пристрій відрізняється двома основними властивостями від інших подібних, що використовуються на практиці приладів [13].



Рис.2.1. Зовнішній вигляд цифрового мамографа з функцією томосинтезу "Медіма-3d".

По-перше, джерело рентгенівського випромінювання виконує обертання навколо об’єктів дослідження . На відміну від фіксованого приймача [14], в даному випадку рентгенівське випромінювання падає перпендикулярно проекціям на голчасті фосфор-приймачі не тільки в прямій, але і в бічних проекціях. Це дозволяє забезпечити як високу ефективність квантової детектування (близько 78% на частоті, близькій до нуля), так і високу просторову роздільну здатність для проекцій, виконаних під великим кутом. У цьому випадку максимальний кут проекції досягає значення 60° (див. Рис. 2.2.), що дозволило досягти високої роздільної здатності томографії на цьому пристрої. Такий кут 60 ° виявився оптимальним, оскільки подальше збільшення кута проекції призводить, як зазначено вище, до погіршення визначення мікрокальцифікацій.

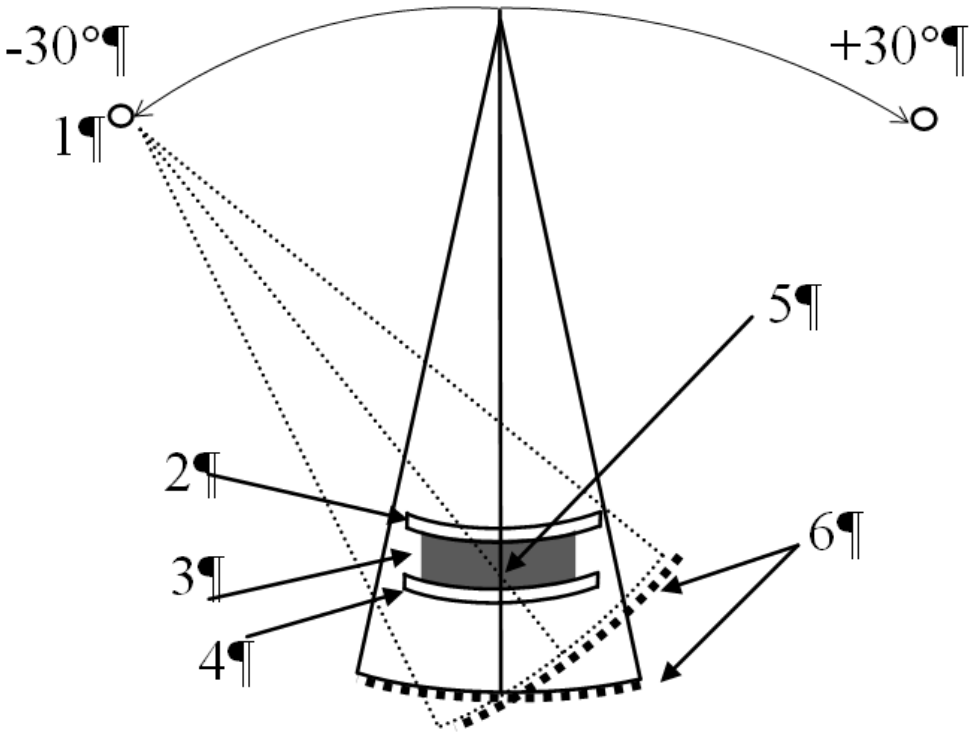


Рис.2.2. Принцип дії рентгенівського цифрового мамографа з функцією томосинтезу "Медіма-3d". 1 –джерело рентгенівського випромінювання, яке може рухатися; 2 – пластина стиснення; 3 – стиснутий об’єкт; 4 – вигнута опорна плита; 5 – центр обертання; 6 – криволінійний приймач в 2D зображеннях.

По-друге, особливістю цього пристрою є висока просторова роздільна здатність на площині зображення. Ця роздільна здатність досягає 20 пл / мм у всіх напрямках як вздовж, так і через сканування (в режимі томосинтезу ми виконуємо 2 × 2 відтворення). Така висока роздільна здатність необхідна для збільшення визначеності мікрокальцифікацій, тонкої структури залозистої тканини та кровоносних судин. Висока роздільна здатність досягається за допомогою методу дискретного імпульсного сканування [15].

Працюючи в режимі томосинтезу, виготовляються N = 15 двовимірних індексованих проекцій *Jn*, які індексуються за n = 0, ± 1, ..., ± (N–1) / 2. Для виконання проекції вся система приймача-джерела обертається навколо осі, що проходить через груддю під кутом множини приблизно на 4,29 градуса. Таким чином, зовнішні виступи виконуються під кутом ± 30 °. Весь обсяг досліджуваного об'єкта ділиться на шари Im, m = 1 ... M, які підлягають відновленню. Кількість шарів M визначається їх товщиною, яка визначається величиною томографічного дозволу.

Далі передбачається, що кожна з проекцій є суперпозицією проекцій кожного з шарів:

$$J_n = \sum_{m=1}^{m=M} J_{nm} = \sum_{m=1}^{m=M} G_{nm} I_m \tag{2.1}$$

де J_{nm} – n-а проекція m-го шару, а G_{nm} – це оператори прямого проектування, які пов'язують пікселі шару I_m з пікселями проекції J_n.

Центральні проекції шарів J_{0m} розглядаються як шукані значення в цій роботі, і для них було отримано наступне рівняння:

$$J_{0m} = \frac{1}{N}\sum_n F_{0n}(m) J_n - \frac{1}{N}\sum_n F_{0n}(m) \sum_{k \neq m} F_{0n}^{-1}(k) J_{0k} \,. \tag{2.2}$$

Тут оператори

$$F_{0n}(m) = G_{0m} G_{nm}^{-1} \,, \tag{2.3}$$

дають опис локального афінного перетворення *n*-ої проекції в нульову проекцію і визначаються з попередньої інформації, отриманої при попередньому калібруванні томографічної системи. Цей підхід дозволяє позбутися від труднощів при визначенні геометричних параметрів системи, які використовуються в інших алгоритмах томосинтезу, і, як наслідок, отримують досить непогані параметри відновлення.

Зокрема, ця методика дозволила досягти товщини шару 250 мкм, не знижуючи розподільної здатності в шарі порівняно з класичними 2D-зображеннями.

2.2. Методика локальних афінних перетворень [24]

Припустимо, що ми маємо двовимірний об'єкт $f(x, y)$, його двовимірне зображення $g(x_1, y_1)$, і $K(x_1, y_1, x, y)$ – оператор, який впливає на об'єкт, тоді можна записати вплив деякого оператора на об'єкт:

$$g(x_1, y_1) = \int K(x_1, y_1, x, y)dxdy\,. \qquad (2.4)$$

Важливо, щоб оператор $K(x_1, y_1, x, y)$ був відомий. Іноді, оператор буває складним, тобто діє послідовно кілька операторів. В цьому випадку отримуємо складний процес формування зображення. У загальному випадку важливий порядок дії операторів. Суть завдання реконструкції: знаючи $K(x_1, y_1, x, y)$, знайти зворотний оператор і подіяти на зображення, тобто отримати реконструйований об'єкт:

Графічний процесор можливий двох видів: [17]

1) Одноступінчастий метод формування зображення (Рис. 2.3)
Цей метод часто зустрічається в повсякденному житті (фотоапарат, телескоп, мікроскоп).

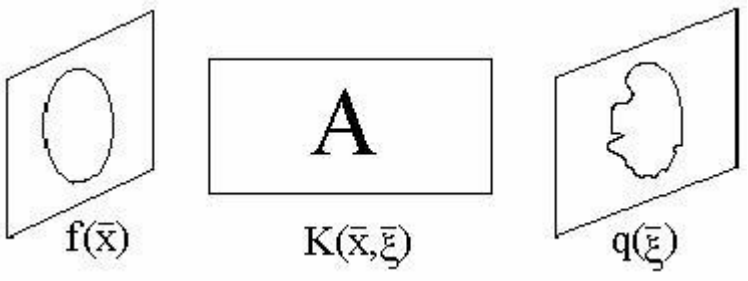


Рис. 2.3. Одноступінчастий метод формування зображення

Як правило, цей процес формування зображення дається оператором в інтегральної формі, де використовується ядро інтегрального оператора (визначається приладом, що формує зображення і способом формування зображення). Для оптичних систем знаходиться з теорії дифракції. [18]

2) Двоступеневий метод формування зображення

Цей метод використовується, якщо немає можливості отримати реальні вимірювання як на зображення. Тому їх необхідно трансформувати, щоб отримати вигляд, зручний для оптичного сприйняття. Такі поширені два двоступеневих способи отримання зображення: томографія і голографія.

2.4 Постановка задачі для афінних перетворень [24]

Розглянемо три приклади зображень, які ми можемо отримати в результаті процедури мало ракурсної томографії:

Випадок 1:

Розглянемо випадок здобуття й обробки зображень,коли джерела випромінювання знаходяться над об'єктом, який досліджується. (Рис. 2.4). Нехай у нас є якийсь об'єкт і його проекція. Тут проекція – це шукане зображення об'єкта якщо і об'єкт і джерело розташоване прямо.

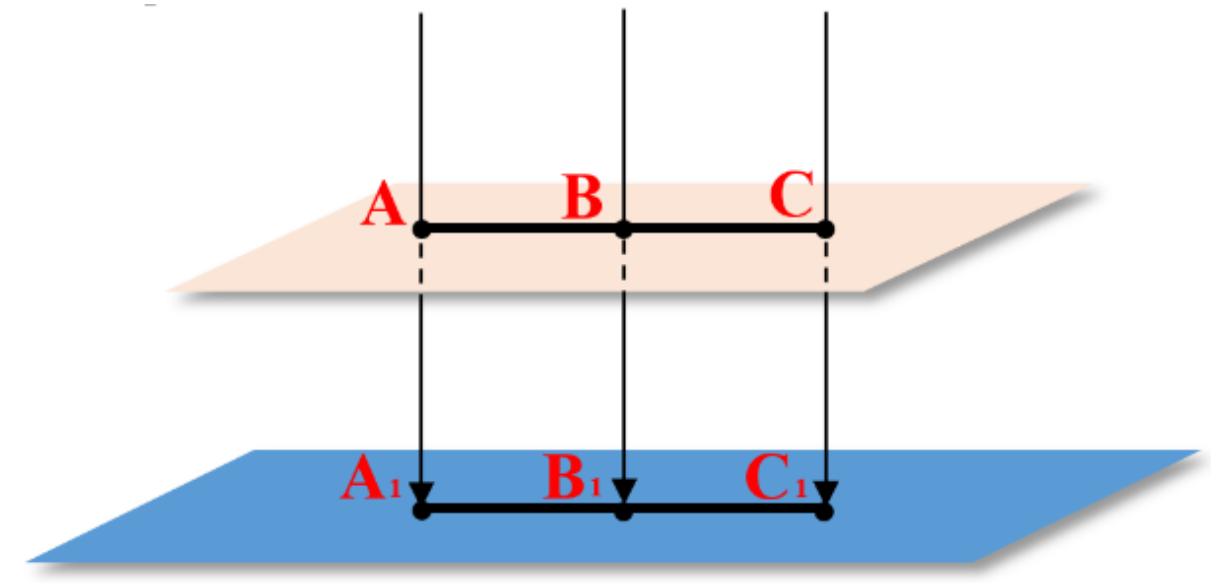


Рис. 2.4. Джерело випромінювання знаходиться вгорі

Тепер розвернемо наш об'єкт на якийсь кут α (Рис. 25). Якщо джерело розташоване прямо над повернутим об'єктом то результуюче зображення буде проекцією .

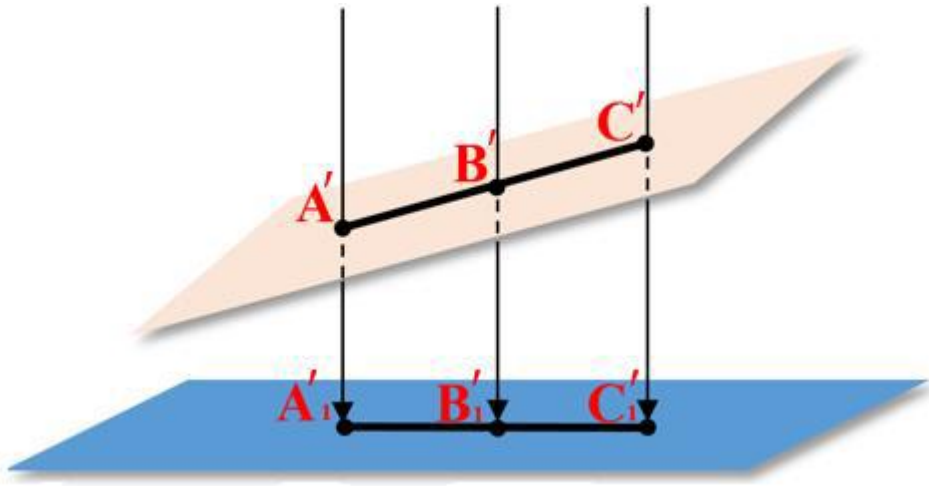


Рис. 2.5 Джерело випромінювання знаходиться на нескінченної відстані, об'єкт знаходиться під кутом α.

Після цього нам необхідно з зображення отриманого в результаті повороту об'єкта, отримати зображення під прямим кутом. З цим проблем не буде так як відношення їх проекції буде однаковим.

$$\frac{AB}{AC} = \frac{A'B'}{A'C'}; \frac{A_1B_1}{A_1C_1} = \frac{A_1'B_1'}{A_1'C_1'} \quad (2.5)$$

А так як співвідношення однакове, то ми з легкість можемо застосувати формули афінного перетворення для корекції необхідного нам зображення.
Для цього нам необхідно поділити на уявні трикутники зображення отримане під кутом, і кожному з цих трикутників поставити у відповідність рівний трикутник.

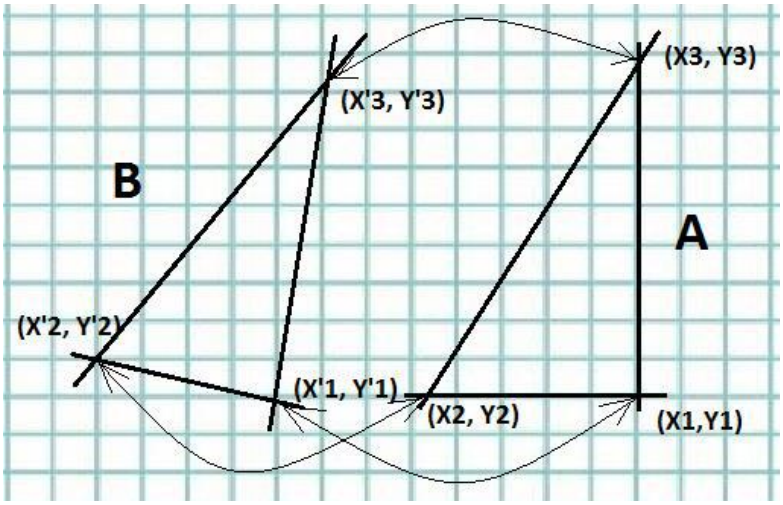


Рис. 2.6 Приклад відповідності координат

Після цього для кожного пікселя кривого трикутника за допомогою формул афінного перетворення ми можемо знайти відповідні йому координати в рівному трикутнику .

$$\begin{cases} x = x_1 + \alpha * (x_2 - x_1) + \beta * (x_3 - x_1); \\ y = y_1 + \alpha * (y_2 - y_1) + \beta * (y_3 - y_1); \end{cases} \quad (2.5)$$

$$\begin{cases} x' = x'_1 + \alpha * (x'_2 - x'_1) + \beta * (x'_3 - x'_1); \\ y' = y'_1 + \alpha * (y'_2 - y'_1) + \beta * (y'_3 - y'_1); \end{cases}$$

Таким чином, ми визначаємо для кожного пікселя нові координат і можемо з даного зображення зробити вихідне.

Другий випадок:

Тепер розглянемо випадок якщо джерело випромінювання знаходиться в одній точці.

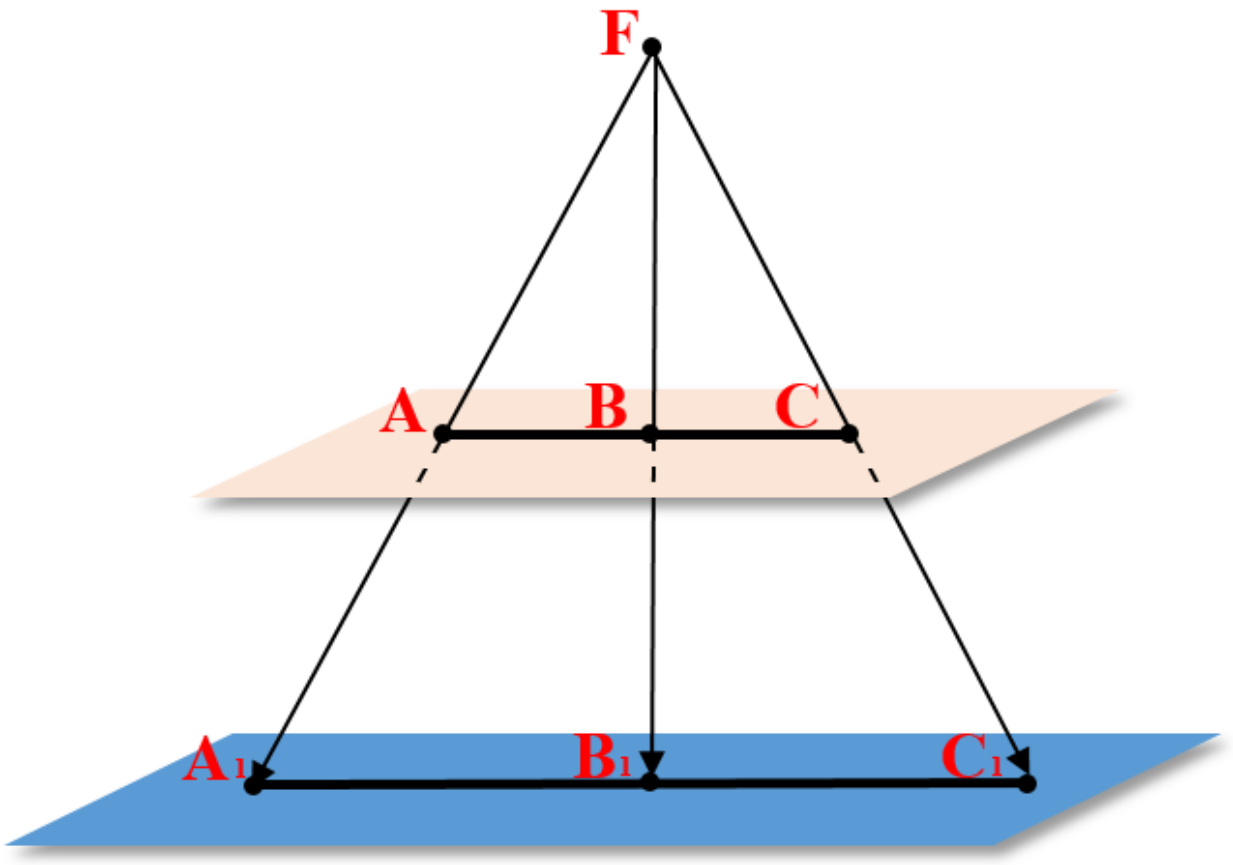


Рис. 2.7 Джерело випромінювання знаходиться в одній точці.

Якщо досліджуваний об'єкт який розташований прямо під джерелом , *a* – це його проекція, тобто результуюче зображення. Тепер повернемо джерело випромінювання на якийсь кут α. В результаті ми отримаємо інше результуюче зображення об’єкту .

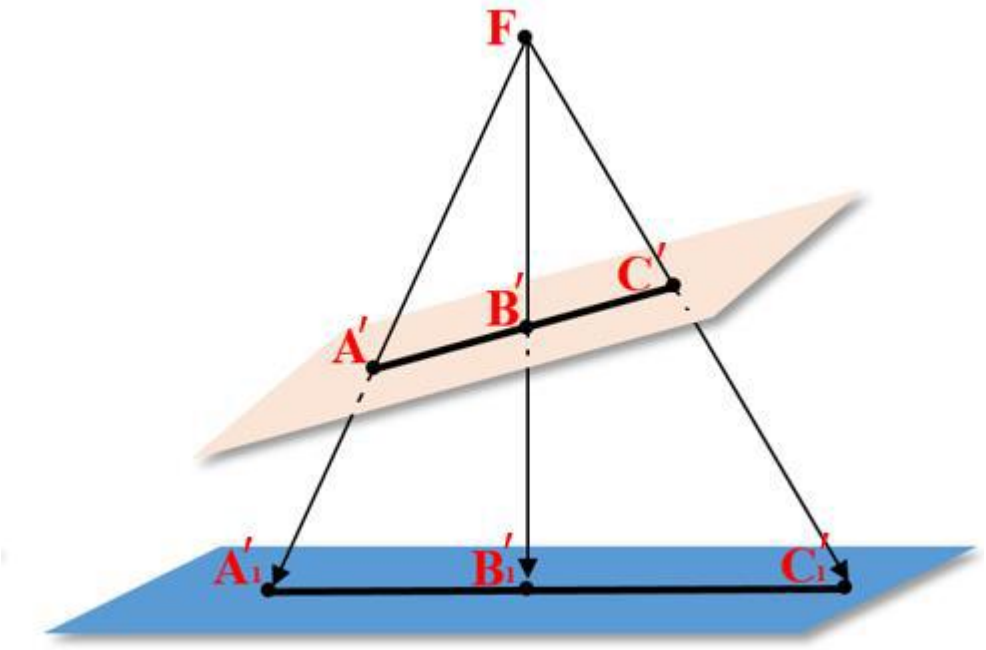


Рис. 2.8 Джерело випромінювання знаходиться в одній точці, об'єкт знаходиться під кутом α.

При такому розташуванні джерела (Рис. 2.8) виникає проблема виправлення зображення отриманого під кутом в рівне зображення, так як відношення їх проекції не буде дорівнювати одне одному.

$$\frac{AB}{AC} = \frac{A'B'}{A'C'};\ \frac{A_1B_1}{A_1C_1} \neq \frac{A_1'B_1'}{A_1'C_1'} \tag{2.6}$$

А так як відношення проекцій не рівні одне до одного, то формули афінного перетворення в даному випадку є некоректними. При застосуванні даних рівнянь ми можемо спостерігати погіршення якості деяких об'єктів або ж їх повна втрата.

В результаті чого перед нами стоїть завдання знаходження допоміжного коефіцієнта, при якому перетворення викривленого зображення буде відбуватися без втрати якості.

2.3. Методика проективних перетворень

Основною ідеєю досліджень, проведених в дипломі, стало використання пристрою проективної геометрії, в якій завідомо розуміється, що джерело випромінювання (полюс або фокус) є точковим. Така підхід істотно відрізняється від викладеного вище підходу локальних афінних перетворень. Річ у тому, що цей підхід з самого початку відповідає реальній геометрії, не вимагає подальших ускладнень, приведених, зокрема, в роботі [22]. В підсумку, буде показано, що використання пристрою проективної геометрії призводить до істотно кращого результату по відновленню тримірної структури об'єктів.

Розглянемо задачу про знаходження координат проекції будь-якої точки заданої площини *a* (об'єкт) на іншу площину *b* (екран), якщо відомо координати на екрані зображень заданих точок об'єкта (див. Рис 2.9)

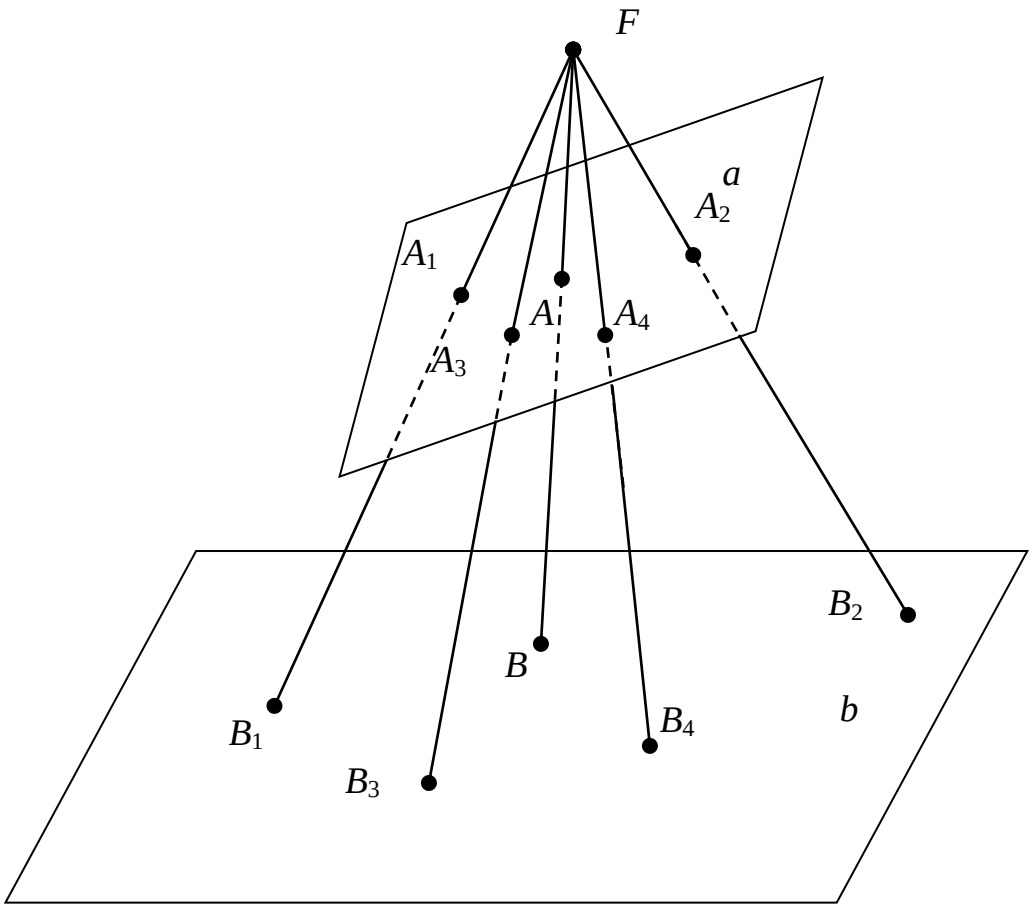


Рис. 2.9. Проективні перетворення площин

Виходячи з основних положень проективної геометрії [23], координати будь-якої точки B (x, y) площини b, яка є зображенням точки A (x_a, y_a) площини a, визначаються наступними співвідношеннями:

$$x = \frac{a_{11}x_a + a_{12}y_a + a_{13}}{a_{31}x_a + a_{32}y_a + 1}, \tag{2.7}$$

$$y = \frac{a_{21}x_a + a_{22}y_a + a_{23}}{a_{31}x_a + a_{32}y_a + 1}. \tag{2.8}$$

Перетворення (2.7) і (2.8) називаються проективними перетвореннями. Ці перетворення переводять площину в площину, але, у відмінності від афінних перетворень, містять в знаменнику параметри a_{31} і a_{32}, а також координати точок, що визначають площина – об'єкт.

Як видно з цих співвідношень, кількість параметрів, достатня для однозначного визначення проекцій при заданому фокусі рівних восьми. Тому для їх однозначного визначення достатньо на площині задавати чотири точки (кожна двома своїми координатами), які утворюють невироджений чотирикутник.

Припустимо, що задано чотири точки їх координат на площині a: A_1 = (xa1, ya1), A2 = (xa2, ya2), A3 = (xa3, ya3) і A4 = (xa4, ya4) зображення. Тоді для координат відповідних точок Bi (xi, yi) маємо

$$x_i = \frac{a_{11}x_{ai} + a_{12}y_{ai} + a_{13}}{a_{31}x_{ai} + a_{32}y_{ai} + 1} \tag{2.9}$$

$$y_i = \frac{a_{21}x_{ai} + a_{22}y_{ai} + a_{23}}{a_{31}x_{ai} + a_{32}y_{ai} + 1}. \tag{2.10}$$

З цих рівнянь отримуємо лінійні рівняння для визначення коефіцієнтів a_{ij}:

$$a_{11}x_{ai} + a_{12}y_{ai} + a_{13} + x_i \cdot (a_{31}x_{ai} + a_{32}y_{ai} + 1) = 0, \quad (2.11)$$

$$a_{21}x_{ai} + a_{22}y_{ai} + a_{23} + y_i \cdot (a_{31}x_{ai} + a_{32}y_{ai} + 1) = 0. \quad (2.12)$$

В явному вигляді система є такою

$$\begin{cases} x_{a1}a_{11} + y_{a1}a_{12} + a_{13} + x_1x_{a1}a_{31} + x_1y_{a1}a_{32} = -x_1 \\ x_{a1}a_{21} + y_{a1}a_{22} + a_{23} + y_1x_{a1}a_{31} + y_1y_{a1}a_{32} = -y_1 \\ x_{a2}a_{11} + y_{a2}a_{12} + a_{13} + x_2x_{a2}a_{31} + x_2y_{a2}a_{32} = -x_2 \\ x_{a2}a_{21} + y_{a2}a_{22} + a_{23} + y_2x_{a2}a_{31} + y_2y_{a2}a_{32} = -y_2 \\ x_{a3}a_{11} + y_{a3}a_{12} + a_{13} + x_3x_{a3}a_{31} + x_3y_{a3}a_{32} = -x_3 \\ x_{a3}a_{21} + y_{a3}a_{22} + a_{23} + y_3x_{a3}a_{31} + y_3y_{a3}a_{32} = -y_3 \\ x_{a4}a_{11} + y_{a4}a_{12} + a_{13} + x_4x_{a4}a_{31} + x_4y_{a4}a_{32} = -x_4 \\ x_{a4}a_{21} + y_{a4}a_{22} + a_{23} + y_4x_{a4}a_{31} + y_4y_{a4}a_{32} = -y_4 \end{cases} \quad (2.13)$$

При відповідному виборі точок для калібровки ця система є спільною та визначеною. У цьому випадку її розв’язок зручно знайти за методом Крамера.

Висновки до розділу

В розділі розглянуті попередні дослідження пошарового відновлення тривимірного зображення методом афінних перетворень, і обговорюються недоліки цього методу. Далі в розділі дається короткий огляд концептів проективної геометрії та обговорюється їх застосування для вирішення задач томосинтезу. В розділі виводиться основна система рівнянь, розв’язок яких дозволить використовувати існуючу геометричну калібрування реального приладу для відновлення структури об'єктів.

РОЗДІЛ 3. ВИКОРИСТАННЯ НОВОГО АЛГОРИТМА В РЕАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ

3.1. Принципова схема алгоритму відновлення

Принципова схема методики пошарового відновлення тривимірної структури об'єкта наведена на Рис. 3.1. Рис. 3.1.а демонструє отримання прямої проекції, а на Ріс.3.1.б показано отримання однієї з бічних проекцій. Далі робиться припущення про існування деякого проективного перетворення, яке переводить площину $C_1C_2C_3C_4$ в площину $B_1B_2B_3B_4$. Задані калібрувальні точки дозволяють визначити коефіцієнти цього проективного перетворення, яке переводить точки бічній проекції в відповідні точки прямій проекції, тобто вирішує задачу лінійної томографії, а саме, поєднує зображення одного зрізу і розмиває зображення інших зрізів.

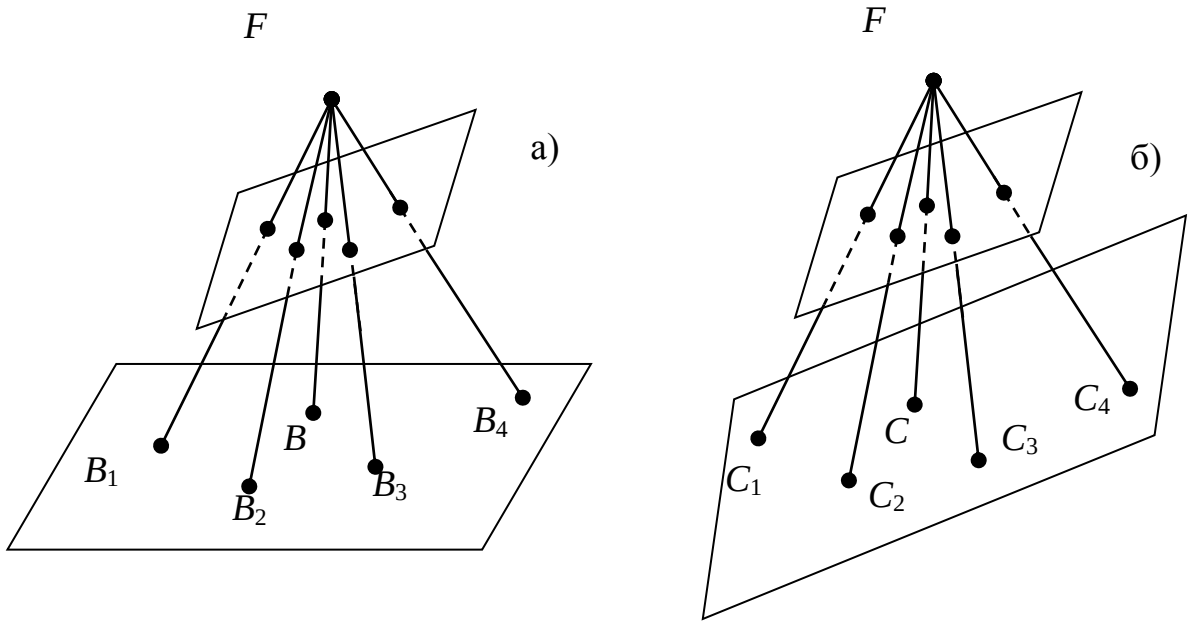


Рис.3.1. Принципова схема методики відновлення. а) Отримання прямої проекції. б) Отримання бічної проекції.

3.2. Процедура попереднього геометричного калібрування

Для використання цього методу необхідна попереднє калібрування, яке проводиться з використанням тривимірного фантома, який моделював об'єкт дослідження. Фантом складався з шарів прозорого матеріалу (оргскла) товщиною в 2 *мм*. На кожному з таких шарів розташовувалися зображення чисел, які відповідали номеру шара. Таких чисел на кожному шарі було вісім штук. Це дозволяло розбити всю область шару на чотири області і для кожної з них проводити свої локальні проектні перетворення. Приклад такого фантома наведено на Рис.3.2.

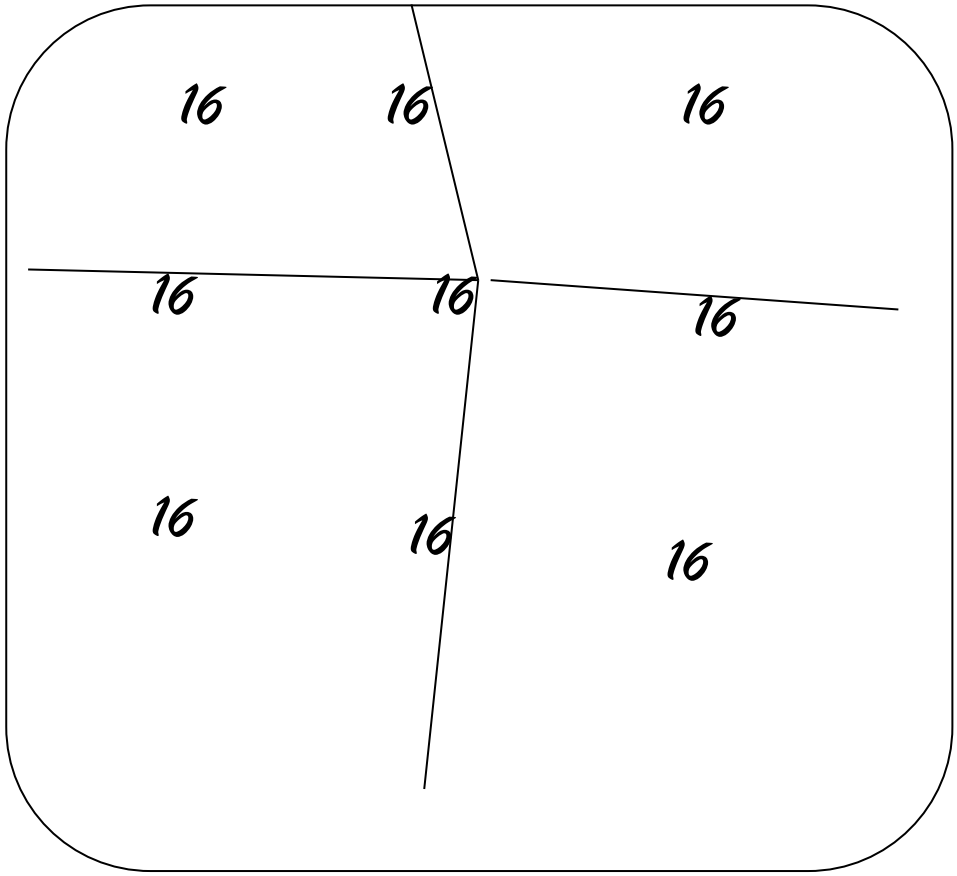


Рис. 3.2. Приклад шару № 16 з нанесеними на нього числами.

У кожній з цих чотирьох областей проводитися своє, локальне, проективне перетворення, яке використовує свої калібрувальні точки. Далі отримуємо п'ятнадцять послідовних проекцій цього фантома по різними кутами від – 30 до + 30 градусів. Приклад однієї з бічних проекцій і приклад центральної проекції наведено на Рис 3.3 і Рис.3.4 відповідно.

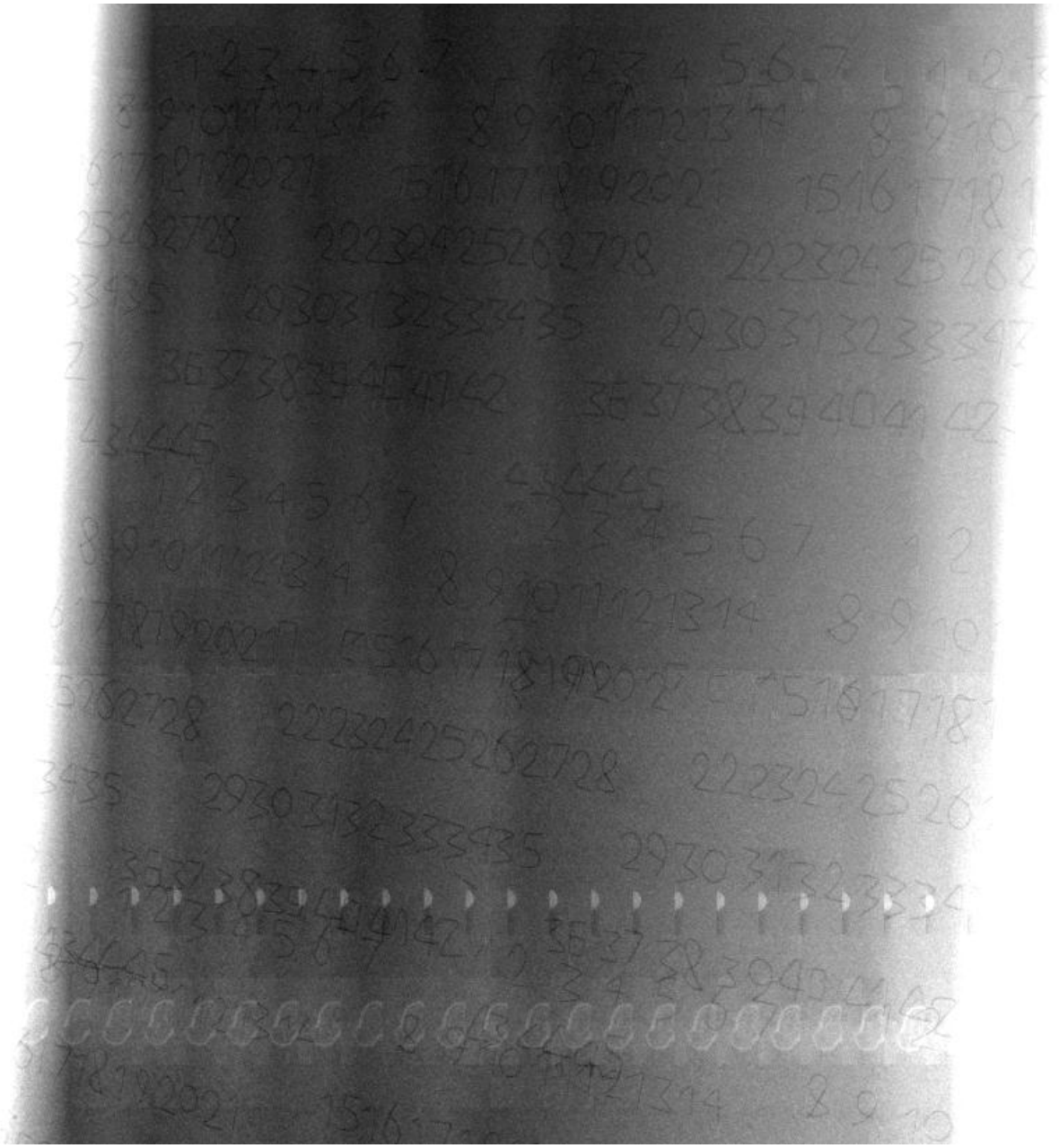


Рис.3.3. Приклад бічній проекції фантома.

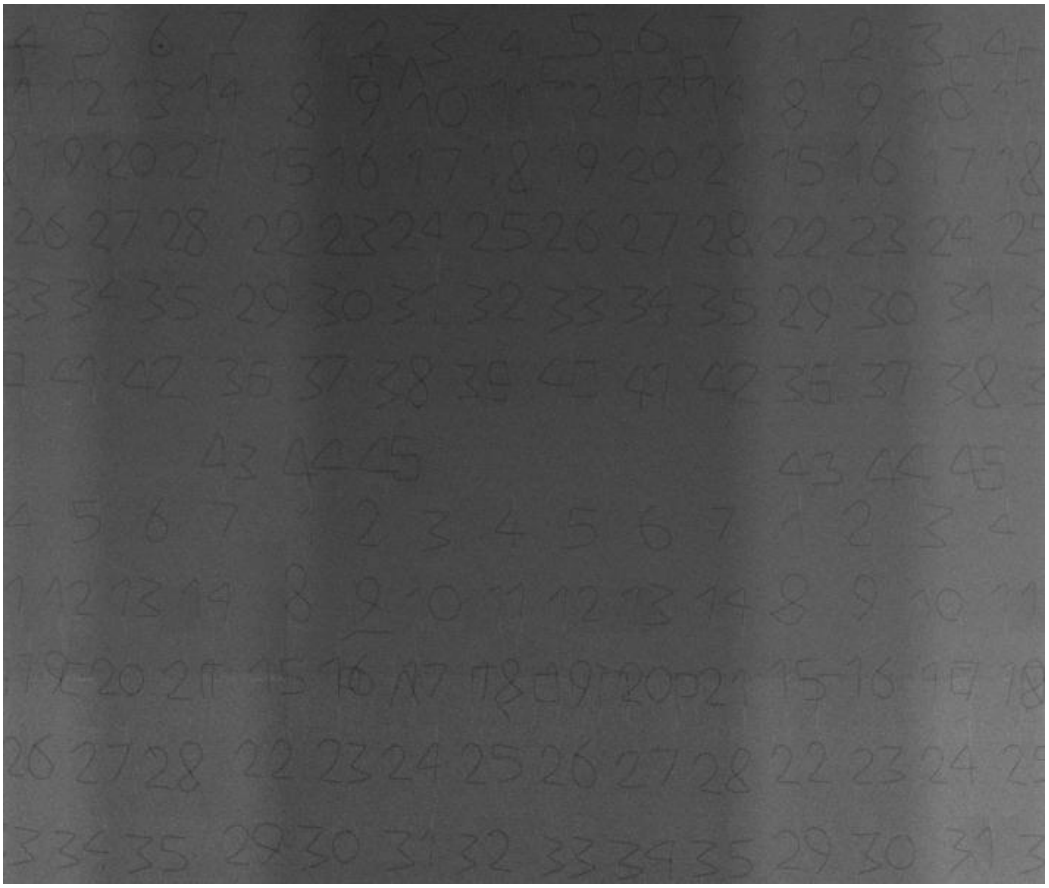
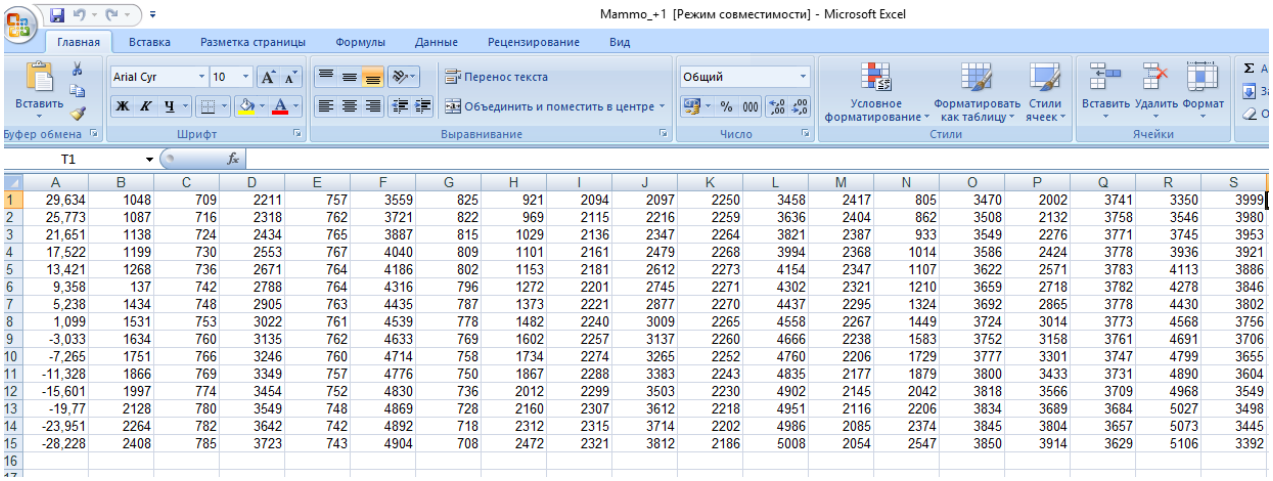


Рис.3.4. Приклад прямої проекції фантома.

На наступному етапі інформація про місце знаходження калібрувальних точок заноситься в стандартну таблицю (наприклад EXEL) для подальшого використання.



	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S
1	29,634	1048	709	2211	757	3559	825	921	2094	2097	2250	3458	2417	805	3470	2002	3741	3350	3999
2	25,773	1087	716	2318	762	3721	822	969	2115	2216	2259	3636	2404	862	3508	2132	3758	3546	3980
3	21,651	1138	724	2434	765	3887	815	1029	2136	2347	2264	3821	2387	933	3549	2276	3771	3745	3953
4	17,522	1199	730	2553	767	4040	809	1101	2161	2479	2268	3994	2368	1014	3586	2424	3778	3936	3921
5	13,421	1268	736	2671	764	4186	802	1153	2181	2612	2273	4154	2347	1107	3622	2571	3783	4113	3886
6	9,358	137	742	2788	764	4316	796	1272	2201	2745	2271	4302	2321	1210	3659	2718	3782	4278	3846
7	5,238	1434	748	2905	763	4435	787	1373	2221	2877	2270	4437	2295	1324	3692	2865	3778	4430	3802
8	1,099	1531	753	3022	761	4539	778	1482	2240	3009	2265	4558	2267	1449	3724	3014	3773	4568	3756
9	-3,033	1634	760	3135	762	4633	769	1602	2257	3137	2260	4666	2238	1583	3752	3158	3761	4691	3706
10	-7,265	1751	766	3246	760	4714	758	1734	2274	3265	2252	4760	2206	1729	3777	3301	3747	4799	3655
11	-11,328	1866	769	3349	757	4776	750	1867	2288	3383	2243	4835	2177	1879	3800	3433	3731	4890	3604
12	-15,601	1997	774	3454	752	4830	736	2012	2299	3503	2230	4902	2145	2042	3818	3566	3709	4968	3549
13	-19,77	2128	780	3549	748	4869	728	2160	2307	3612	2218	4951	2116	2206	3834	3689	3684	5027	3498
14	-23,951	2264	782	3642	742	4892	718	2312	2315	3714	2202	4986	2085	2374	3845	3804	3657	5073	3445
15	-28,228	2408	785	3723	743	4904	708	2472	2321	3812	2186	5008	2054	2547	3850	3914	3629	5106	3392
16																			

Рис.3.5. Приклад сторінки програми EXEL с калібрувальними координатами

3.3. Визначення коефіцієнтів матриці проективного перетворення

Інформація з калібрувальних таблиць далі використовується в алгоритмі лінійної томографії для проведення томосинтезу. Ця процедура має ще одне характерну назву «зсунув–додав», яка спрощено характеризує суть методології, що описана нижче.

Для отримання зображення певного шару ми повинні визначити проекційні перетворення, які переводять бічні проекції до центральних так, щоб зображення чисел з даного шару збіглися між собою. В цьому випадку контраст саме цих чисел виросте (в п'ятнадцять разів), а зображення чисел з інших шарів залишаться низького контрасту та розмитими.

Для цієї мети необхідно визначити координати чотирьох калібрувальних точок на даній бічній проекції і на центральній проекції. Потім координати цих точок підставляються в систему рівнянь (2.13) і з неї (приклад на Рис.3.6.) визначаються коефіцієнти проективного перетворення двовимірного зображення бічної проекції на двовимірне зображення прямої проекції.

$$M = \begin{pmatrix} 897.142 & 675.245 & 0 & 0 & 2.596 \times 10^3 & 1.954 \times 10^3 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 897.142 & 675.245 & -5.011 \times 10^5 & -3.771 \times 10^5 & 0 & 1 \\ 945.265 & 562.264 & 0 & 0 & -1.254 \times 10^5 & -7.46 \times 10^4 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 945.265 & 562.264 & -4.836 \times 10^5 & -2.877 \times 10^5 & 0 & 1 \\ 1.054 \times 10^3 & 324.55 & 0 & 0 & -3.377 \times 10^5 & -1.04 \times 10^5 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1.054 \times 10^3 & 324.55 & -4 \times 10^5 & -1.232 \times 10^5 & 0 & 1 \\ 1.452 \times 10^3 & -576.335 & 0 & 0 & -1.775 \times 10^6 & 7.045 \times 10^5 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1.452 \times 10^3 & -576.335 & 9.152 \times 10^4 & -3.632 \times 10^4 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Рис.3.6. Приклад матриці системи рівнянь (2.13)

Далі з цими коефіцієнтами проводитися проективне перетворення всього зображення бічній поверхні і виходить таке зображення, в якому зображення всіх об'єктів з даного шару збігаються на різних оброблених проекціях. Така процедура дозволяє отримувати не тільки шари на заданій висоті, але і визначати будь-які зрізи, навіть повернені на певний кут до горизонтальної площини. Приклад такого відновлення за допомогою методу, які досліджувався в дипломі, показаний на Рис. 3.7.

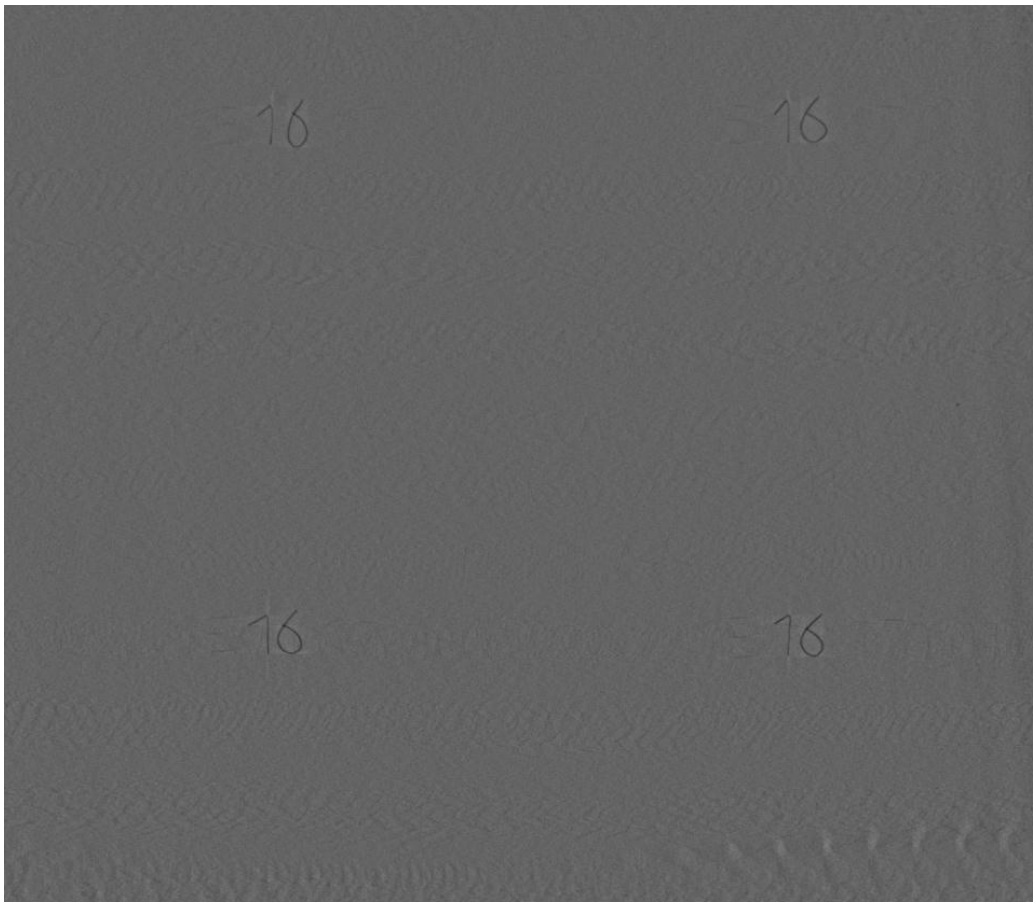


Рис.3.7. Приклад відновленого шару № 16.

Висновки до розділу

У розділі докладно описана процедура попередньої калібрування пристрою, структура каліброваного тест – об'єкта, механізм створення матриці системи рівнянь і використання отриманих з цієї системи проективних коефіцієнтів для відновлення тривимірної структури досліджуваних об'єктів.

ВИСНОВКИ

У роботі вперше

1. Розроблено оригінальні методі використання проективної геометрії для створення матриці взаємної трансформації проекції у томосинтезі без визначення проективної матриці тривимірного простора на поверхню детектора.
2. Використано модифіковану версію калібрувального алгоритму відновлення тривимірної структури об’єкту.
3. Запропонована та використана методика локальних проективних перетворень, в якій для різних областях зображення застосовуються різні проективні координати.
4. Розроблено програмне забезпечення для використання нових алгоритмів
5. Проведено практичне застосування розробленого алгоритму в реальних дослідженнях.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. A review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process. Ioannis Sechopoulos. Med Phys. 2013 Jan; 40(1): 014301. Published online 2013 Jan 4. doi: [10.1118/1.4770279]MCID: PMC3548887.

2. O. N. Morgun, K. E. Nemchenko and Yu. V. Rogov, A study of the necessity for cooling of charge-coupled devices in X-ray imaging systems, Biomedical Engineering, 2006, v.40, n. 4, p. 16.

3. С.В.Жлобинская, О.Н.Моргун, К.Э.Немченко, Исследование многофункциональных цифровых приемнико врентгеновского изображения // Медицинская техника. - 2008. - N 5. - С.32-36.

4. 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.

5. А.И. Вайсбурд, Т.Г. Вихтинская, К.Э. Немченко. Обратное преобразование Радона не содержащее сингулярной фильтрации // Вісник Харківського національного університету імені В. Н. Каразіна,.. – . 2017. – С.38 – 43.

6. Mackenzie A. Effect of doze on the detection of micro-calcification clusters for planar and tomosynthesis imaging // In: Proc. of IWDM 2016. – Malmo, Sweden, 2016. – pp. 142-149.

7. Visibility of micro-calcification clusters and masses in breast tomosynthesis image volumes and digital mammography: a 4AFC human observation study / Timberg P., Baath M., Andersson I., Mattsson S., Tinberg A., Ruschin M. // Med.Phys. – 2010. – Vol.39 (5). – pp. 2431-7.

8. Cockmartin L. Comparison of digital reast tomosynthesis and 2D digital mammography using a hybrid performance test // Phys. Med. Biol. – 2015. – Vol.60 (10). – pp 3939-3958.

9. Goodsitt M. Digital breast tomosynthesis: studies of the effects of acquisition geometry on contrast-to-noise ratio and observer preference of low-contrast objects in breast phantom images // Phys. Med. Biol. – 2014. – Vol.59. – pp. 5883-5902.

10. Chan H. P. Digital breast tomosynthesis: Observer performance of clustered microcalcification detection on breast phantom images acquired with an experimental system using variable scan angles, angular increments, and number of projection views // Radiology. – 2014. – Vol.273 (3). – pp. 675 – 685.

11. Sechopoulos I. Optimization of the acquisition geometry in digital tomosynthesis of the breast / Sechopoulos I., Ghetti C. // Med.Phys. – 2009. – Vol.36 (4). – pp. 1199-1207.

12. Evaluation of scatter effects on image quality for breast tomosynthesis / Wu G., Mainprize J., Boone J., Yaffe M. // Med Phys. – 2009. – Vol.3(10). – pp. 4425-32.

13. Optimized image acquisition for breast tomosynthesis in projection and reconstruction space / Chawlaa A., Lo J., Baker J., Samei E. // Med.Phys. – 2009. – Vol.36 (11). – pp. 4859-4869.

14. Zhao B. Experimental validation of a three-dimensional linear system model for breast tomosynthesis // Med.Phys. – 2009. – Vol.36 (1). – pp. 240-251.

15. Mota A. 3D Total Variation Minimization Filter for Breast Tomosynthesis Imaging // Proc. of 13th Int. Workshop IWDM 2016. – Malmo, Sweden, 2016. – pp. 484-492.

16. Lu Y. Adaptive diffusion regularization for enhancement of microcalcifications in digital breast tomosynthesis (DBT) reconstruction // Proc. SPIE 7961, Medical Imaging 2011: Physics of Medical Imaging (March 16, 2011) Vol.796117. – 2011. – doi:10.1117/12.878096.

17. Li X. A generic geometric calibration method for tomographic imaging systems with flat-panel detectors-A detailed implementation guide / Li X., Zhang D., Liu B. // Med.Phys. – 2010. – Vol.37 (7). – pp. 3844-3854.

18. Digital Breast Tomosynthesis: State of the Art / Vadantham S., Karrelas A., Vijaraghavan G., Kopaks D. // Radiology. – 2015. – Vol.277 (3). – pp. 663-684.

19. Sompel D. Task-based performance analysis of FBP, SART and ML for digital breast tomosynthesis using signal CNR and Channelized Hotelling Observers / Sompel D., Brady S.M., Boone J. // Med.Im.An. – 2011. – No.15. – pp. 53-70.

20. A device for visualization of a patient's breast by X-ray radiation in the mode of tomosynthesis or mammorphy // Patent for invention of the Russian Federation No. 2553505. / Morgun O.N.

21. Kononchuk R.D. Spatial resolution in the direction of scanning in receivers using the accumulation of a signal with a time delay / Kononchuk R.D., Morgun O.N., Nemchenko K.E. // Medical Technology. – 2014. – No.5. – pp. 22-25.

22. Tucker A. Dependency of image quality on system configuration parameters in a stationary digital breast tomosynthesis system / Tucker A., Lu J., Zhou O. // Med. Phys. – 2013. – Vol.40 (3). – pp. 031917. – doi: 10.1118/1.4792296.

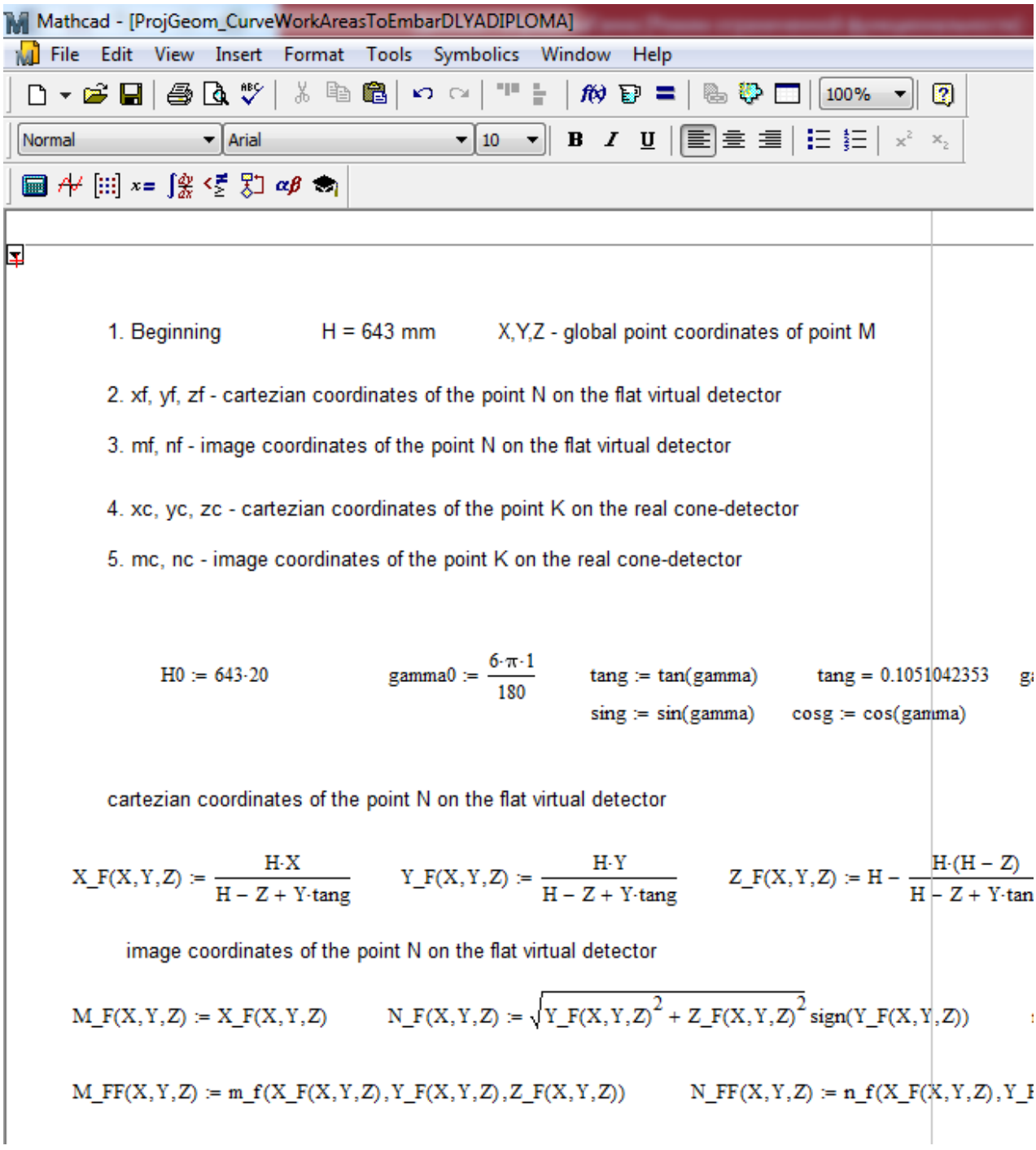
23. Zhang Y. Comparative study of limited-angle cone-beam reconstruction methods for breast tomosynthesis // Med.Phys. – 2006. – Vol.33 (10). – pp. 3781-379.

24. Малихіна А.І. «Нові алгоритми калібрування в томосинтезу» Кваліфікаційна робота магістра з прикладної фізики. – Х.: ХНУ імені В. Н.Каразіна, 2018. – 55 с.

25. N. K. Strobel, B. Heigl, T. M. Brunner, O. Schuetz, M. M. Mitschke, K.Wiesent, and T. Mertelmeier, “Improving 3D image quality of x-ray c-arm imaging systems by using properly designed pose determination systems for calibrating the projection geometry,” Proc. SPIE 5030, 943–954 . – 2003.

Додаток А

Лістинг програми розрахунків проективних коефіцієнтів



5. mc, nc - image coordinates of the point K on the real cone-detector

$H0 := 643 \cdot 20$ $\quad gamma0 := \frac{6 \cdot \pi \cdot 1}{180}$ $\quad tang := \tan(gamma)$ $\quad tang = 0.1051042353$ $\quad gamma = 0.105$

$sing := \sin(gamma)$ $\quad cosg := \cos(gamma)$

cartezian coordinates of the point N on the flat virtual detector

$$X_F(X,Y,Z) := \frac{H \cdot X}{H - Z + Y \cdot tang} \qquad Y_F(X,Y,Z) := \frac{H \cdot Y}{H - Z + Y \cdot tang} \qquad Z_F(X,Y,Z) := H - \frac{H \cdot (H - Z)}{H - Z + Y \cdot tang}$$

image coordinates of the point N on the flat virtual detector

$M_F(X,Y,Z) := X_F(X,Y,Z)$ $\quad N_F(X,Y,Z) := \sqrt{Y_F(X,Y,Z)^2 + Z_F(X,Y,Z)^2} \cdot sign(Y_F(X,Y,Z))$ $\quad m_f(xf,yf,zf) := xf$

$M_FF(X,Y,Z) := m_f(X_F(X,Y,Z), Y_F(X,Y,Z), Z_F(X,Y,Z))$ $\quad N_FF(X,Y,Z) := n_f(X_F(X,Y,Z), Y_F(X,Y,Z), Z_F(X,Y,Z))$

reverse relation X(M,N) etc

$X_Fmn(mf,nf) := mf$ $\quad Y_Fmn(mf,nf) := nf \cdot cosg$ $\quad Z_Fmn(mf,nf) := nf \cdot sing$ $\quad mff := 1$

$X_Fmn(M_F(100,2,3), N_F(100,2,3)) = 100.027$ $\quad X_F(100,2,3) = 100.027$

$M_F(X_Fmn(mff,nff)$

$Z_Fmn(M_F(100,20,13), N_F(100,20,13)) = 2.104$ $\quad Z_F(100,20,13) = 2.104$

$N_F(X_Fmn(mff,nff$

cartezian coordinates of the point N on the real cone-detector

$$X_C(X,Y,Z) := \frac{H \cdot X}{\sqrt{(H - Z)^2 + X^2} + Y \cdot tang}$$

$$Y_C(X,Y,Z) := \frac{H \cdot Y}{\sqrt{(H - Z)^2 + X^2} + Y \cdot tang}$$

$$Z_C(X,Y,Z) := H - \frac{H \cdot (H - Z)}{\sqrt{(H - Z)^2 + X^2} + Y \cdot tang}$$

image coordinates of the point N on the real cone-detector

$$[_C(X,Y,Z) := \frac{Y_C(X,Y,Z)}{cosg}$$

$N_C(22, 1.002, 3) = 1.008$

$$M_C(X,Y,Z) := \sqrt{X_C(X,Y,Z)^2 + (H - Z_C(X,Y,Z))^2} \cdot acos\left[\sqrt{\frac{(H - Z_C(X,Y,Z))^2}{\left[X_C(X,Y,Z)^2 + (H - Z_C(X,Y,Z))^2\right]}}\right] \cdot sign(X_C(X,Y,Z))$$

$$M_CC(X,Y,Z) := (H - Y_C(X,Y,Z) \cdot tang) \cdot acos\left(\frac{|H - Z_C(X,Y,Z)|}{|H - Y_C(X,Y,Z) \cdot tang|}\right) \cdot sign(X_C(X,Y,Z))$$

reverse relation X(M,N) etc

$Y_Cmn(mc,nc) := nc \cdot cosg$

$$X_Cmn(mc,nc) := (H - nc \cdot sing) \cdot \sin\left[\frac{mc}{(H - nc \cdot sing)}\right]$$

$$Z_Cmn(mc,nc) := H - (H - nc \cdot sing) \cdot \cos\left[\frac{mc}{(H - nc \cdot sing)}\right]$$

$H = 1.02 \times 10^4$

$sing = 0.104528463$

$Y_Cmn(M_C(-99, -1.0$

$X_Cmn(M_C(-99, -1.0$

$Z_Cmn(M_C(-99, -1.0$

$XO := 777 \quad YO := 444 \quad ZO := 333 \quad XO1 := 66 \quad YO1 := 333 \quad ZO1 := 122$

$a := \frac{0}{180}\cdot\pi \quad b := \frac{3}{180}\cdot\pi \quad c := \frac{2}{180}\cdot\pi \quad a1 := \frac{27}{180}\cdot\pi \quad b1 := \frac{10}{180}\cdot\pi \quad c1 := \frac{13}{180}\cdot\pi$

$x1 := 100 \quad y1 := 200 \quad z1 := 100 \quad x2 := 150 \quad y2 := 100 \quad z2 := -104 \quad x3 := 234 \quad y3 := -143$

$LL(x,y,z,x1,y1,z1) := \sqrt{(x-x1)^2 + (y-y1)^2 + (z-z1)^2}$

$L0_12 := LL(x2,y2,z2,x1,y1,z1) \qquad L0_12 = 232.628$

$L0_23 := LL(x2,y2,z2,x3,y3,z3) \qquad L0_23 = 342.317$

$L0_31 := LL(x3,y3,z3,x1,y1,z1) \qquad L0_31 = 368.902$

$\lambda1 := 2 \qquad \mu1 := 3$

$x4 := x1 + \lambda1\cdot(x2 - x1) + \mu1\cdot(x3 - x1) \qquad y4 := y1 + \lambda1\cdot(y2 - y1) + \mu1\cdot(y3 - y1)$

$z4 := z1 + \lambda1\cdot(z2 - z1) + \mu1\cdot(z3 - z1)$

$\lambda2 := \blacksquare \qquad \mu2 := \blacksquare$

$x5 := x1 + \lambda2\cdot(x2 - x1) + \mu2\cdot(x3 - x1) \qquad y5 := y1 + \lambda2\cdot(y2 - y1) + \mu2\cdot(y3 - y1)$

$z5 := z1 + \lambda2\cdot(z2 - z1) + \mu2\cdot(z3 - z1)$

$$\Gamma0 := \begin{pmatrix} \cos(c) & -\sin(c) & 0 \\ \sin(c) & \cos(c) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos(b) & 0 & -\sin(b) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(b) & 0 & \cos(b) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos(a) & -\sin(a) & 0 \\ \sin(a) & \cos(a) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$X(x,y,z,X0,M) := X0 + M_{0,0}\cdot x + M_{0,1}\cdot y + M_{0,2}\cdot z$

$Y(x,y,z,Y0,M) := Y0 + M_{1,0}\cdot x + M_{1,1}\cdot y + M_{1,2}\cdot z$

$Z(x,y,z,Z0,M) := Z0 + M_{2,0}\cdot x + M_{2,1}\cdot y + M_{2,2}\cdot z$

L1_12_0 := LL(X(x1,y1,z1,XO,Γ0),Y(x1,y1,z1,YO,Γ0),Z(x1,y1,z1,ZO,Γ0),X(x2,y2,z2,XO,Γ0),Y(x2,y2,z2,YO,Γ0),Z(x2,y2,z2,ZO,Γ0))

L1_12 := LL(X(x1,y1,z1,XO1,Γ1),Y(x1,y1,z1,YO1,Γ1),Z(x1,y1,z1,ZO1,Γ1),X(x2,y2,z2,XO1,Γ1),Y(x2,y2,z2,YO1,Γ1),Z(x2,y2,z2,ZO1,Γ1))

L0_12 = 232.628 L1_12_0 = 232.628 L1_12 = 232.628

L0_23 = 342.317

L1_23_0 := LL(X(x3,y3,z3,XO,Γ0),Y(x3,y3,z3,YO,Γ0),Z(x3,y3,z3,ZO,Γ0),X(x2,y2,z2,XO,Γ0),Y(x2,y2,z2,YO,Γ0),Z(x2,y2,z2,ZO,Γ0))

L1_23 := LL(X(x3,y3,z3,XO1,Γ1),Y(x3,y3,z3,YO1,Γ1),Z(x3,y3,z3,ZO1,Γ1),X(x2,y2,z2,XO1,Γ1),Y(x2,y2,z2,YO1,Γ1),Z(x2,y2,z2,ZO1,Γ1))

L0_23 = 342.317 L1_23_0 = 342.317 L1_23 = 342.317

L1_31_0 := LL(X(x1,y1,z1,XO,Γ0),Y(x1,y1,z1,YO,Γ0),Z(x1,y1,z1,ZO,Γ0),X(x3,y3,z3,XO,Γ0),Y(x3,y3,z3,YO,Γ0),Z(x3,y3,z3,ZO,Γ0))

L1_31 := LL(X(x1,y1,z1,XO1,Γ1),Y(x1,y1,z1,YO1,Γ1),Z(x1,y1,z1,ZO1,Γ1),X(x3,y3,z3,XO1,Γ1),Y(x3,y3,z3,YO1,Γ1),Z(x3,y3,z3,ZO1,Γ1))

L0_31 = 368.902 L1_31 = 368.902 L1_31_0 = 368.902

$m_c_Fr_{ndes} = 2.824 \times 10^5$ $n_c_Fr_{ndes} = 2.023 \times 10^5$

$m_c_To_{ndes} = 2.385 \times 10^3$ $n_c_To_{ndes} = 2.019 \times 10^3$

we get

$m_c_res = 2.386 \times 10^3$ $n_c_res = 2.019 \times 10^3$

$RP \equiv \begin{pmatrix} 0 \\ 2 \\ 6 \\ 8 \end{pmatrix}$ $ndes \equiv 4$ $Pr_fr \equiv 12$

$H \equiv 510 \cdot 20$ $gamma \equiv \frac{6 \cdot \pi \cdot 1}{180}$

H = 10200