

Лабораторна робота № 2.

Комп'ютерна проективна томографія

Мета роботи: ознайомитись з особливістю відновлення зображень за сукупністю одновимірних проекцій в комп'ютерній проективній томографії.

Загальні відомості

Комп'ютерна проективна томографія є напрямком інтроскопії (тобто отримання зображень внутрішньої будови досліджуваного об'єкта — не обов'язково біологічного — без його пошкодження) на основі комп'ютерного аналізу сукупності проекцій.

Фізичні основи рентгенівської томографії

Рентгенівська томограма – реконструйоване зображення, яке відповідає перетину деякої площини і тривимірного досліджуваного об'єкта (рис. 10). Під проекцією розуміється вектор, кожне з значень якого відповідає деякому променевому інтегралу - інтенсивності інформативного параметра деякої хвилі, що проходить через досліджуваний об'єкт за лінією, що належить площині досліджуваного зрізу [13].

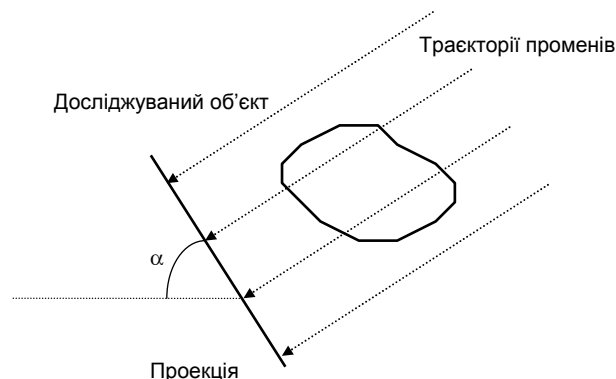


Рис. 10 — Схема отримання проекції.

Обмежимося лінійним наближенням теорії проективної томографії. Відповідно цьому наближенню нехтують розсіяним і відбитим випромінюванням. Таким чином для довільної точки буде справедливим рівняння:

$$\frac{dI}{dl} = -I(I)R(x, y);$$

де $R(x, y)$ — поглинання даної хвилі речовиною досліджуваного об'єкта. Найбільш популярною хвилею для проективної томографії є електромагнітна хвиля рентгенівського діапазону (для забезпечення хорошої проникності з одного боку і роздільної здатності з іншого), в останні роки активно розвиваються також прилади з використанням

ультразвукової хвилі. Відповідно для рентгенівської томографії поглинання називається рентгенівською густиною. Відповідно для деякої точки n -тої проекції $I_n(\zeta) = \int I(l)dl$.

Логарифмування проекції робить вклад кожної точки об'єкта лінійним. Відповідно маючи деяку кількість проекцій, таким чином, щоб кількість точок (числових значень) в усіх проекціях перевищувала кількість точок растру, який відповідає досліджуваному зрізу зображення (в дійсності через дискретний характер задачі і часткову корельованість даних кількість точок в усіх проекціях у 1.5-2 рази більше за кількість точок растру) можна розрахувати значення $R(x, y)$ через сукупність проекцій $I_n(\zeta)$.

Таким чином для відновлення зображень знімається деяка кількість лінійних проекцій, кожна під своїм кутом орієнтації α (рис. 11). В рентгенівській томографії використовують два різних способу проекціювання:

паралельне (кожна точка даної проекція відповідає своєму положенню джерела, таким чином, щоб траєкторії були паралельними)

точкове (уся проекція отримується при одному положенні джерела випромінювання, яка є точкою перетину усіх траєкторій).

Принципової різниці між цими двома випадками немає. Різниця технології збору первинних даних (такі приладові дані, які не пройшли ще математичної обробки часто звуть сирими даними) полягає в тому, що у випадку паралельного проекціювання краще кути орієнтації проекцій слід обмежити діапазоном $0 \div 180^\circ$ через сильну корельованість даних для діапазон у $180 \div 360^\circ$ з попередніми. При точковому проекціювання кращі результати отримуються для діапазону кутів $0 \div 360^\circ$. Найбільш популярним на сьогоднішній день математичним апаратом відновлення зрізу за сукупністю проекцій є обернене проекціювання. Щоб зрозуміти цей метод розглянемо об'єкт, що складається з однієї точки. Обмежимося випадком паралельного проекціювання. Відповідно на кожній з проекцій йому буде відповідати одна точка, положення якої на проекції буде залежати від орієнтації проекції (рис. 11).

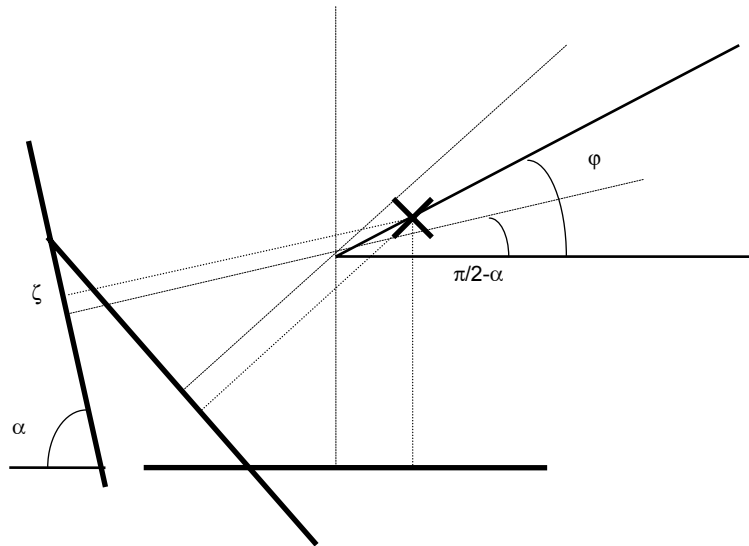


Рис. 11 — Схема визначення орієнтації проєкцій.

Можна побачити, що відстань на довільній проєкції від її центру буде дорівнювати $\zeta(\alpha) = r \sin(\varphi - (\pi/2 - \alpha)) = r \cos(\alpha + \varphi)$, де r , φ — координати вибраної нами точки об'єкту в полярній системі відліку.

Таким чином, якщо (α, ζ) представити як деякі декартові координати простору проєкцій, кожна точка об'єкта формує деяку синусоїду в просторі системи проєкцій (α, ζ) , амплітуда якої біде відповідати радіусу вектору точки, а фаза — куту нахилу цього вектора в просторі об'єкту. Інтенсивність точок такої синусоїди відповідає рентгенівській густині точки.

Зазначимо, що в даному випадку простір об'єктів співпадає з простором зображень. Відповідно, якщо помножити сукупність проєкцій на цю синусоїду (для різних значень r , φ і проінтегрувати, для вибраної точки отримаємо дельта-функцію $\delta(r, \varphi)$. Випадок точкового проєціювання відрізняється деякою деформацією цієї синусоїди, однак принцип оберненого проєціювання залишається там самим (звичайно крім виразу самої функції (в останньому випадку вона також зводиться до аналітичного виразу).

У реальному випадку сукупність проєкцій складається з багатьох синусоїд, які перетинаються між собою (зверніть на це увагу під час виконання роботи!). Взаємний вплив за рахунок перетинів призводить до гала навколо кожної точки. Для компенсації взаємного впливу використовується згортка проєкцій з деяким ядром, вигляд якого наведено на рис. 12.

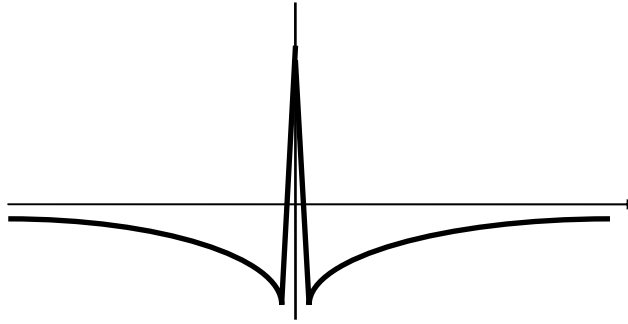


Рис. 12 — Наближений вигляд ядра згортки для корекції проєкцій.

Зазначимо, що усі відомі покоління томографів з математичної точки зору зводяться до розглянутих двох випадків паралельного і центрального (або точкового) проєкціювання [14]:

перше покоління — кожна з проєкцій отримується скануванням вздовж проєкції одночасно датчика і рентгенівського джерела (паралельне проєкціювання);

друге покоління — відрізняється від першого кількістю ($4 \div 16$) датчиків, що утворюють вузьке віяло, однак використовується сканування вздовж проєкції - фактично одночасно кожен з датчиків відповідає своїй проєкції за методом паралельного проєкціювання;

третє покоління — проєкція отримується за рахунок великої кількості датчиків одночасно, джерело утворює віяло, яке перекриває уся проєкцію цілком (центральне проєкціювання);

четверте покоління — датчики розташовані на колі, джерело обертається — кожне його положення — одна проєкція (центральне проєкціювання);

Однак на красиву математичну теорію накладається неідеальність сирих даних, що значно ускладнює роботу. До таких факторів належать:

квантовий шум рентгенівського джерела (для його зменшення треба збільшувати інтенсивність дози опромінення, що небажано для пацієнта - в технічній томографії з цим дещо простіше)

неоднаковість чутливості і зміщення нулів рентгенівських датчиків і аналогово-цифрових перетворювачів.

Для боротьби з шумами використовується додаткова фільтрація даних (доводиться жертвувати роздільною здатністю) Для врахування розбіжності характеристик різних каналів використовуються особливі методи нормування — імітаційне навантаження перетворювачів для другого покоління або сканування порожнього місця до сканування робочого зрізу для наступних поколінь. Також використовується нормування проєкцій на усереднену проєкцію калібровочного водяного фантому.

В роботі використовується реальна програма керування комп'ютерним рентгенівським томографом другого покоління СРТ-

1010 в сукупності з програмним імітатором сигналів томографу). При цьому замість потоку сирих даних з апаратної частини томографу використовується файл сирих даних, що було попередньо записано даною програмою на реальному приладі. Увага! При імітаційному скануванні не змінюйте положення столу, оскільки така операція вимагає ручного завдання на імітаторі сигналів-відповідей.

Завдання.

Ознайомитись з основними командами і органами керування програми керування комп'ютерним рентгенівським томографом




Визначити основні характеристики відновлюваного зображення виходячи з розмірності вхідних даних на основі математичного імітаційного фантому


Визначити основні характеристики відновлюваного зображення виходячи з реальних сирих даних томографу тої ж розмірності

Настроїти режим відновлення для найкращого спостереження зрізів людського мозку

Хід виконання

1-а. Запустити програму томографу lmscan.exe.

1-б. Ознайомитись з основними командами і органами керування програми керування комп'ютерним рентгенівським томографом. Для виконання даної лабораторної роботи найбільш важливими є діалоги керування томографом (активується кнопкою ) , настроювання відображення (активується кнопкою ) , нанесення графічних об'єктів мишею (активується кнопкою ) , а також настроювання режиму фільтрації проєкцій перед виконанням зворотнього проєціювання , що задається в діалозі завдання додаткових опцій (викликається через команду меню "Сервіс,настройки (Service,Options)" кнопкою "Добавочные (Additional)").

Слід відзначити, що програма має розвинену інтерактивну систему допомоги, що дозволяє для отримання підказок використовувати кнопку  (після натискання на цю кнопку треба клацнути мишею по органу керування, допомогу до якого хочете отримати).

1-в. Відкрийте деяке зображення 16-бітового формату і потренуйте керувати його відображенням.

1-г. Потренуйте наносити геометричні об'єкти за допомогою миші (при активованому діалозі нанесення графічних об'єктів).

При натисканні правої кнопки миші (при ненатиснутій лівій !), коли курсор знаходиться в полі попередньо активованого об'єкту, виконується розрахунок деяких статистичних параметрів, що може використовуватись в роботі. Потренуйте роботи такі вимірювання і наносити результати вимірювання в поле кадру.

Клацання правої кнопки миші на активованому об'єкті типу відрізок перетворює його на лінійку (шкалу з відмітками). Потренуйтеся роботи такі вимірювання.

Зверніть увагу на режим миші "лінійка" (кнопка  даного діалогу).

2-а. Ознайомтесь з математичною емуляцією фантому (активується темою меню "**Калибровка - Мат.тест - Математический фантом (Calibration - Math.test -Mathematical phantom)**"). При цьому додається два кадри з однаковим набором проекцій. Налаштуйте відображення для їх прийнятної візуалізації. На цих проекціях горизонтальна вісь відповідає скануванню датчиком впоперек осі обертання томографу, вертикальна вісь - кутам орієнтації томографу. Для відновлення зображення за проекціями для активного кадру з проекціями треба вибрати тему меню "**Восстановить - Точно (Calculate - High)**" і почекати приблизно 30 сек.

2-б. Вибором настроювань фантому спробуйте з'ясувати які компоненти на зображенні проекцій відповідають яким елементам на відновленому зображенні.

2-в. Вибором настроювань фантому і настроюванням режиму фільтрації (режими фільтрації послідовно відповідає відсутності фільтрації та згортковому гаусовому двокоординатному фільтру (вдovж проекції і вдovж кута) з апертурою 2,3,4 кроки дискретизації) визначте залежність роздільної здатності і шумової компоненти сірого поля від апертури фільтру і контрастності точок (рівень 1-5 відповідає деякому зростанню контрастності). Увага! Фільтрація виконується до відображенні проекцій на екрані, тобто спершу треба задавати необхідний режим фільтрації, а потім завантажувати математичний фантом (або в подальшому виконувати сканування об'єкту).

2-г. Записати обстеження до бази даних.

3-а. Використовуючи реальні дані для фантомів, що використовуються для настроювання томографу (Імітаційним скануванням, вибираючи при скануванні файл "**Hi_Rez**" або "**Combo**"), визначте залежність роздільної здатності та шумових властивостей сірого відновленого зображення від апертури фільтра. Порівняйте отримані результати з результатами для математичного фантому, що дозволить визначити вклад характеристик апаратної частини (недокомпенсовані нерівномірність і дрейф нуля рентгенівських датчиків, шумова компонента сигналу рентгенівських датчиків) в вади відновлення.

3-б. Використовуючи реальні дані для комбінованого фантому (Імітаційним скануванням, вибираючи при скануванні файл Combo), спробуйте настроїти відображення малоконтрастних об'єктів (маленькі кружки різних розмірів на межі роздільності за контрастністю в середині верхнього великого кружка). З'ясуйте межу роздільної здатності за шкалою Хаунсфілда (відображення яскравості в даній про-

грамі приведено до цієї шкали). Для порівняння - роздільна здатність чистого відновлення відповідає 1-2 одиницям.

4. Налаштувати режим фільтрації для найкращого спостереження зрізів людського мозку використовуючи імітаційне сканування, вибираючи при скануванні файл "Head_a". Отримати зображення чотирьох послідовних зрізів мозку "Head_a", "Head_b"). Записати обстеження до бази даних.

5. Оформіть звіт, в якому треба довільним чином відобразити отримані числові результати і відповідь на одне з контрольних питань, вказане викладачем.

Контрольні питання

Що на сукупності проекцій відповідає довільній точці відновленого зображення?

Які основні фактори визначають роздільну здатність відновленого зображення в проективній томографії?

Чому в рентгенівській томографії використовується надлишковість за кількістю вхідних даних?

Чому фільтрація даних виконується на рівні проекцій а не на рівні відновленого зображення?

Що на сукупності проекцій відповідає імітації черепної коробки? Як зміняться проекції, якщо фантом повернути на 90 градусів?