

Комп'ютерна томографія

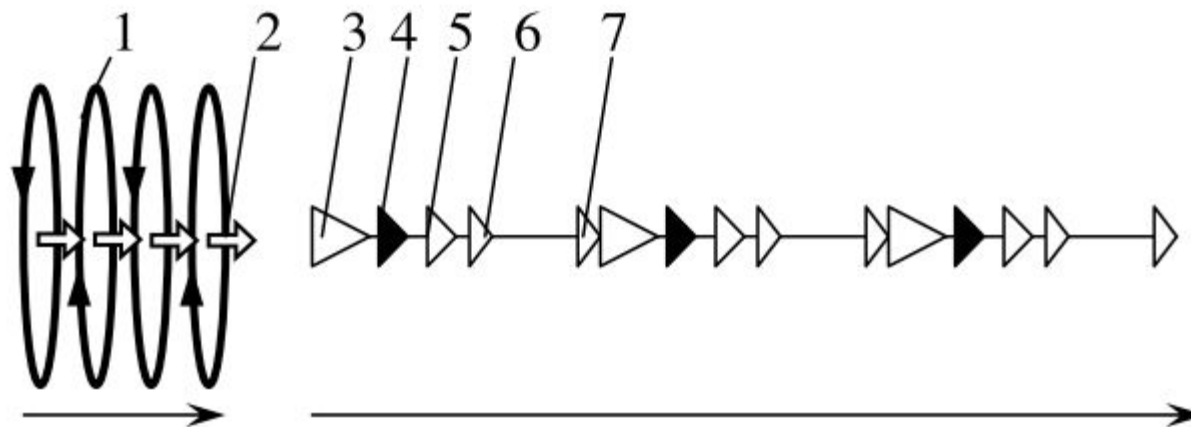
Режими сканування та артефакти зображень у КТ

Режими сканування

Існують **два основних способи отримання даних у КТ**: покрокове та спіральне сканування.

При покроковому скануванні можна виділити дві основні стадії (рисунок):

- накопичення даних;
- позиціонування пацієнта.



Режими сканування:

1 – збирання даних; 2- рух столу; 3 – команда затримки дихання; 5 – команда нормального дихання; 6 – рух столу; 7 – реконструкція зображення

Збирання даних при покроковій КТ

На стадії накопичення даних (1 с чи менше) пацієнт лишається нерухомим та X-трубка обертається відносно пацієнта для накопичення повного набору проєкцій у попередньо визначеному місці сканування.

На стадії позиціонування пацієнта (більше, ніж 1 с) дані не накопичують, а пацієнта переміщують у положення, в якому здійснюють наступний етап збирання даних.

На практиці використовують **дві типові конфігурації покрокового сканування**:

1) Обертаний пучок променів використовують для опромінення множини багатоканальних детекторів. При цьому джерело та детектори закріплено на рамі, яка неперервно обертається навколо пацієнта більш ніж на 360 градусів.

2) Множину детекторів встановлено на нерухомому кільці. Всередині чи поза цим кільцем перебуває X-трубка, яка неперервно обертається навколо пацієнта.

Апаратні спотворення та рух пацієнта під час збирання даних при різних положеннях трубки спричиняють артефакти зображень.

Артефакти зображень – будь-яка невідповідність між КТ-числами реконструйованого зображення та істинними коефіцієнтами послаблення матеріалом об'єкта.

Збирання даних при спіральному скануванні

Спіральне (гвинтове) сканування стало можливим з появою конструкції гентрі з кільцем ковзання, яке дозволяє трубці та детекторам обертатись неперервно.

Перевагою спіральної КТ (СКТ) є неперервне накопичення даних, яке здійснюється одночасно з переміщенням пацієнта крізь раму – рисунок.

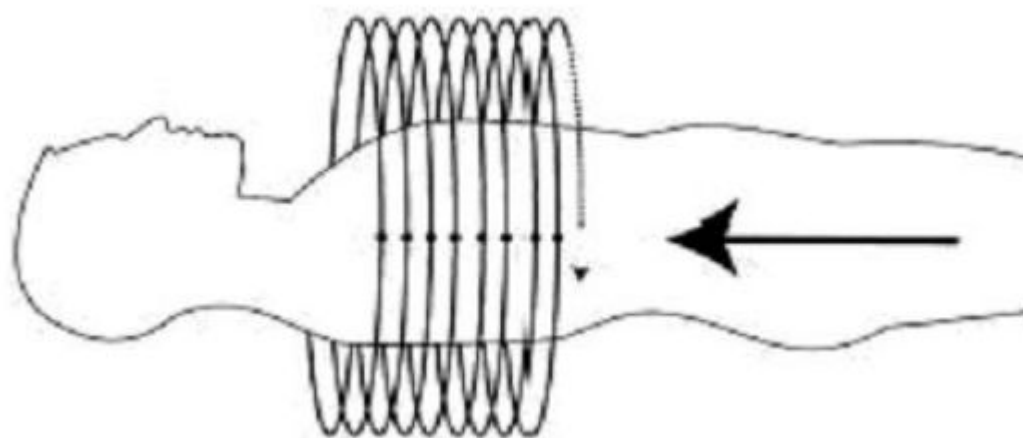


Схема спірального сканування

Збирання даних при спіральному скануванні

Зміщення пацієнта, спостережуване за один оберт рами, відповідає швидкості руху столу. Оскільки дані накопичуються неперервно, робочий цикл у СКТ близький до 100 % , а відображення досліджуваного об'єму здійснюється швидше. Зазвичай при реконструкції зображень у СКТ використовують алгоритми інтерполяції, які дозволяють виділити із загального набору дані, необхідні для побудови зображення окремого зрізу при кожному положенні столу. При цьому розрізняють два алгоритми реконструкції: 360-ти та 180-ти лінійні інтерполяції.

В алгоритмі **360-ної інтерполяції** використовують 360-ти періодичне збирання даних, оскільки дані, отримані при повороті на 360 градусів, будуть ідентичними за умови відсутності руху пацієнта, при постійних шумах та інших похибках.

В алгоритмі **180-ної інтерполяції** (чи алгоритмі екстраполяції) використовують 180-ти градусну періодичність збирання даних, при цьому вважається, що два вимірювання уздовж однієї і тієї ж доріжки, але у протилежних напрямках (поворот на 180 градусів) однакові за умови нерухомості пацієнта, відсутності зміни шумів та інших похибок. Для отримання зображення кожного зрізу використовують два набори даних.

Збирання даних при спіральному скануванні

При спіральному скануванні потрібно вказати **крок спіралі** p (pitch). Чисельно він дорівнює:

$$p = \frac{s \cdot N}{D},$$

де s - переміщення столу за один оберт рами, мм;

N - кількість суміжних зрізів, отримуваних за один оберт рами;

D - товщина окремого зрізу, мм.

Мінімізація впливу апаратурних спотворень

Види можливих апаратурних спотворень:

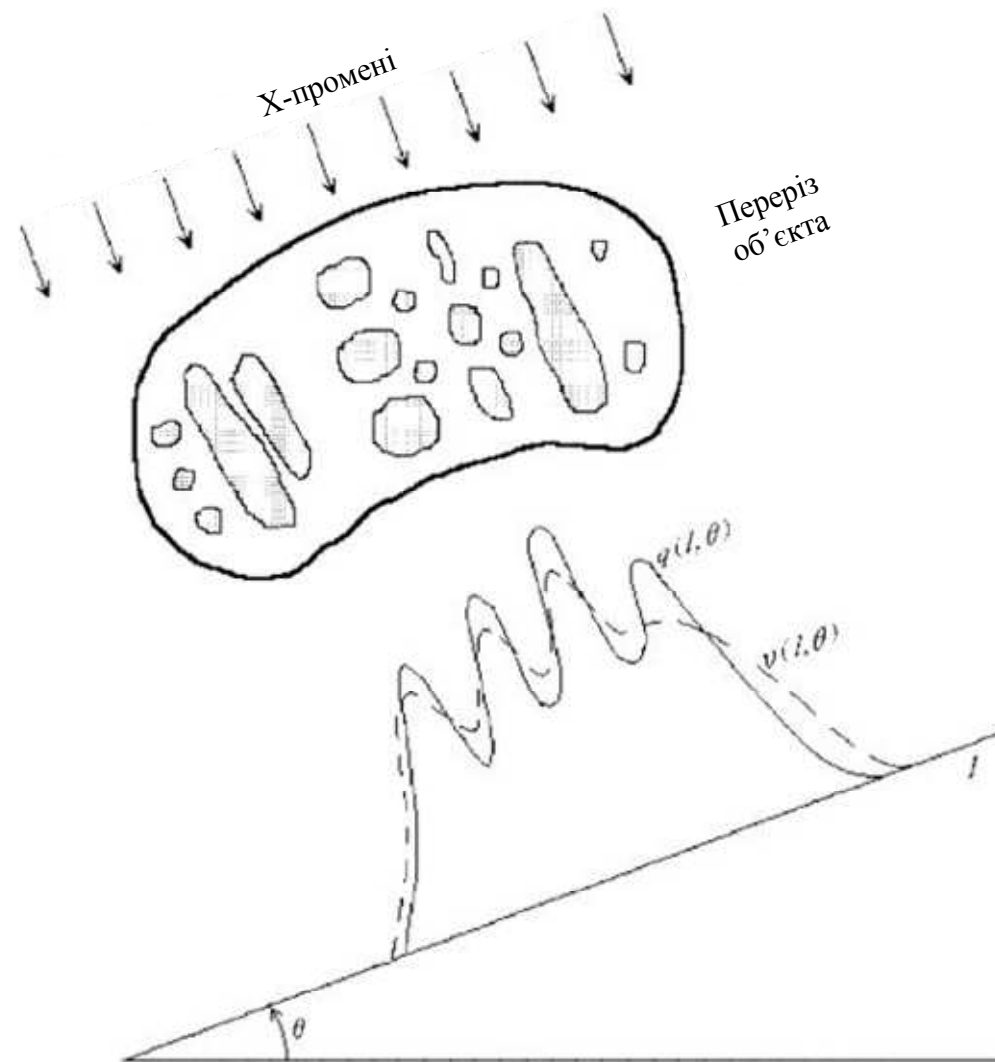
- 1) трубка випромінює не нескінченно вузький промінь, а вузькоспрямований пучок, внаслідок чого детектор приймає випромінювання не тільки “своєї” трубки, а й сусідніх трубок;
- 2) на своєму шляху X-промінь розсіюється і потрапляє (в послабленому вигляді) на “чужий” детектор;
- 3) детектор приймає випромінювання яке приходить не тільки на нього, але й (у послабленій формі) на сусідні детектори (конструктивний ефект взаємного впливу детекторів).

Спотворення 1, 2 властиві томографам 2-го покоління; 2 та 3 властиві томографам 3 – 5 го поколінь.

У результаті дії цих ефектів вимірюється (залежну від l) не $I(l, \theta)$, а деяка згладжена функція $\tilde{I}(l, \theta)$. Якщо $\tilde{I}(l, \theta)$ підставити у вираз для $q(l, \theta)$, то у результаті отримаємо деяку більш згладжену (залежну від l) функцію

$$v(l, \theta) = -\ln \tilde{I}(l, \theta) / I_0(l, \theta).$$

Мінімізація впливу апаратних спотворень



Візуальне представлення апаратних спотворень

Мінімізація впливу апаратних спотворень

Математично ефекти 1, 2 та 3 можна об'єднати в один ефект. Тоді $q(l, \theta)$ та $v(l, \theta)$ будуть пов'язані співвідношенням

$$\int_{-\infty}^{\infty} q(l', \theta) K(l - l') dl' = v(l, \theta),$$

де $K(l)$ - апаратна функція системи, яка враховує ефекти 1, 2 та 3.

Опускаючи θ , яка грає роль параметра, перепишемо

$$\int_{-\infty}^{\infty} q(l') K(l - l') dl' = v(l). \quad (1)$$

Цей вираз є одновимірним ІР Фредгольма І-го роду типу згортки при кожному значенні параметра θ . У ньому $v(l, \theta)$ відома з вимірювань, $K(l)$

можна визначити завчасно експериментально, а $q(l)$ є шукана функція.

Мінімізація впливу апаратурних спотворень

Класичний розв'язок цього ІР методом ПФ має вигляд:

$$q(l') = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{q}(\omega) e^{-i\omega l'} d\omega, \quad (2)$$

$$\text{де } \hat{q}(\omega) = \frac{\hat{v}(\omega)}{\hat{K}(\omega)}, \quad (3)$$

$$\hat{v}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} v(l) e^{i\omega l} dl, \quad (4)$$

$$\hat{K}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} K(l) e^{i\omega l} dl.$$

Мінімізація впливу апаратурних спотворень

Проте розв'язок (2) нестійкий, оскільки задача розв'язку (1) некоректна.

Чому так?

Замість $v(l)$ вимірюється

$$\tilde{v}(l) = v(l) + \delta v(l),$$

де $\delta v(l)$ - похибка вимірювання $v(l)$ (завада).

Тому (4) потрібно переписати так:

$$\hat{v}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} v(l) e^{i\omega l} dl + \int_{-\infty}^{\infty} \delta v(l) e^{i\omega l} dl,$$

де $\delta \hat{v}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} \delta v(l) e^{i\omega l} dl$ є ПФ від завади, яка зазвичай містить компоненту

білого шуму $\left(\delta \hat{v}(\omega) \xrightarrow{\omega \rightarrow \infty} \text{const} \right)$ і тому інтеграл в (3) є розбіжним.

На практиці цей інтеграл замінюють на кінцеву суму і тому ефект нестійкості зменшується, проте залишається.

Мінімізація впливу апаратурних спотворень

Стійкий же метод розв'язку дає метод регуляризації Тихонова:

$$q_{\alpha}(l') = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\hat{K}(-\omega)\hat{v}(\omega)}{|\hat{K}(\omega)|^2 + \alpha|\omega|^{2p}} e^{-i\omega l'} d\omega, \quad (5)$$

де $\alpha > 0$ - параметр регуляризації;

$p \geq 0$ - порядок регуляризації (зазвичай $p = 1$).

Стійкість розв'язку (5) обумовлена помірним подавленням високих частот у (4).

Іншим способом наближення v до q є використання жорсткіших X-променів – тоді зменшиться ефект 1, але жорсткі промені шкідливі для пацієнтів та обслуговуючого персоналу, або ж використовувати досконаліші (які мають менший ефект 3) детектори, що вимагає більших фінансових витрат.