

Комп'ютерна томографія

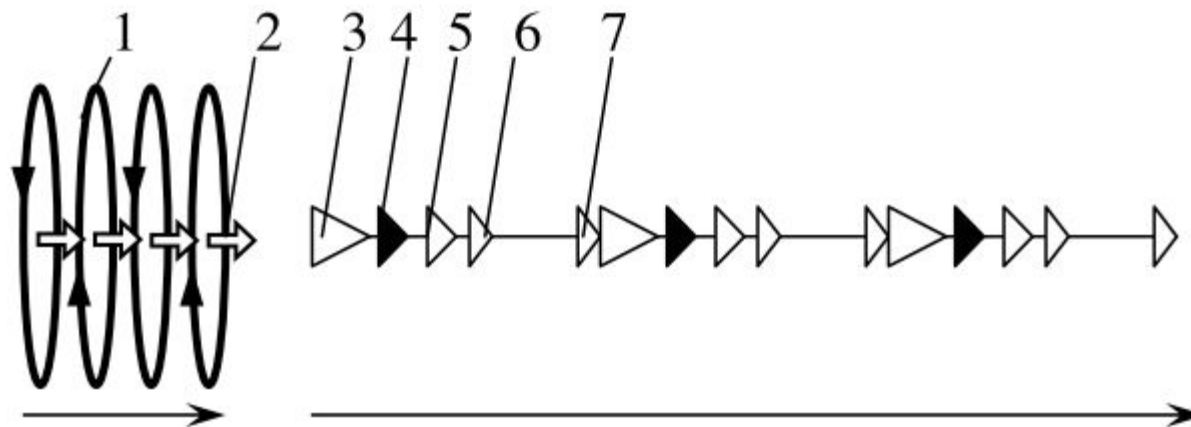
Режими сканування та артефакти зображень у КТ

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.

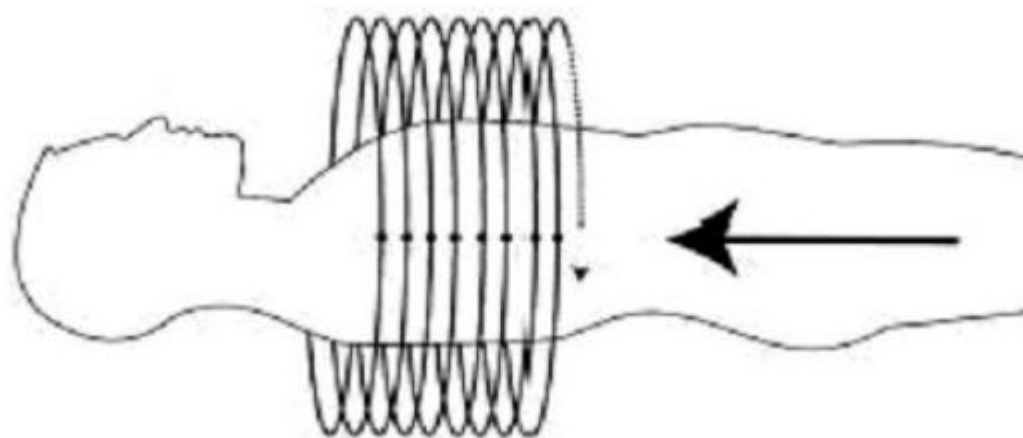


Схема спірального сканування

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).

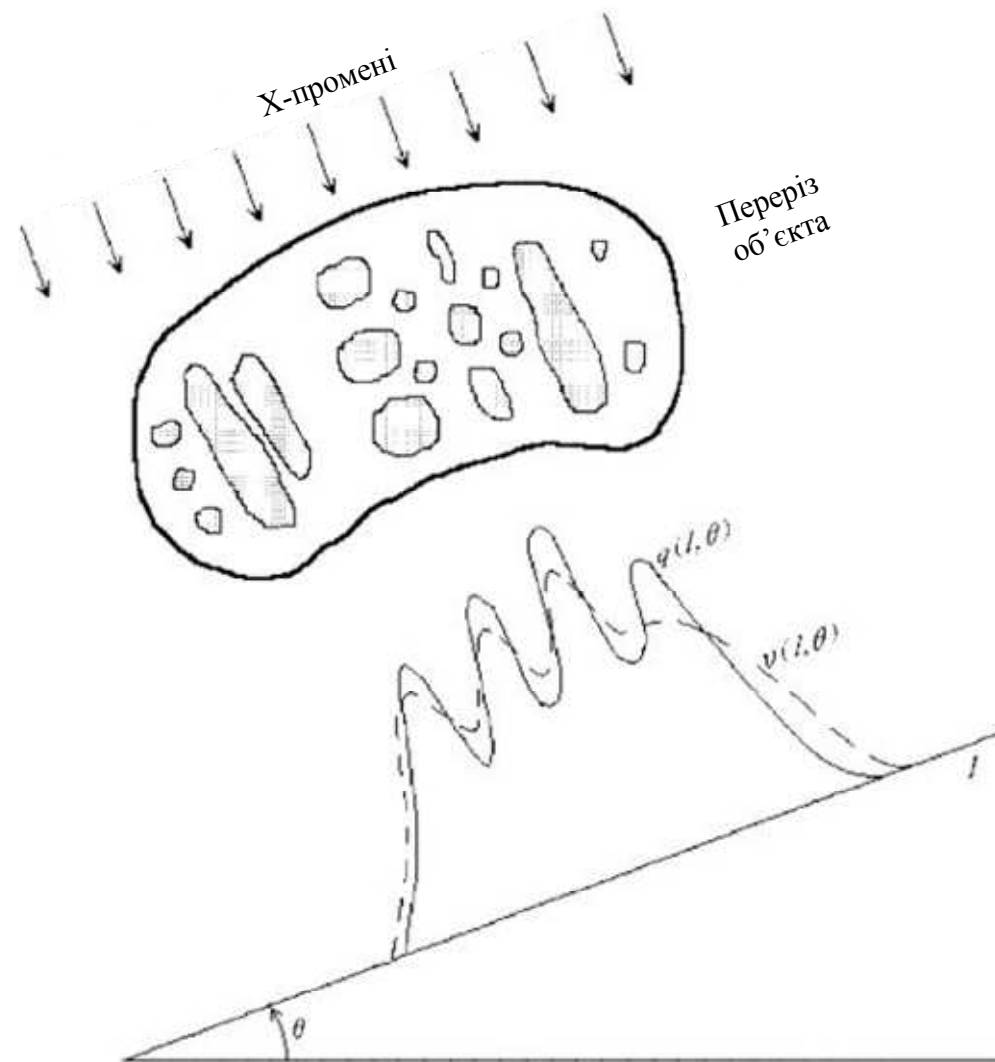
Спотворення 1, 2 властиві томографам 2-го покоління; 2 та 3 властиві томографам 3 – 5 го поколінь.

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.

Артефакти зображень у КТ

Артефакти зображень у КТ

Артефактами зображень у КТ називають будь-яку невідповідність між КТ-числами реконструйованого зображення та істинними значеннями коефіцієнтів послаблення матеріалом об'єкта.

Технологія реконструкції зображень така, що вимірювання на всіх детекторах додаються, тому на зображеннях проявляються будь-які похибки вимірювань.

Основні причини появи артефактів:

- фізичні процеси, які визначають механізм збирання даних;
- фактори, пов'язані з пацієнтом;
- несправність апаратури;
- спіральне чи багат шарове сканування.

Конструктивні особливості сучасних КТ-сканерів дозволяють мінімізувати деякі види артефактів, які іноді можуть бути повністю скориговані програмним забезпеченням, а правильний вибір параметрів дослідження дозволяє покращити якість зображень.

Артефакти зображень, спричинені фізичними процесами

До таких артефактів відносять:

- збільшення жорсткості випромінювання;
- частковий об'єм;
- затухання фотона;
- артефакт підвибірки.

Артефакт збільшення жорсткості випромінювання (beam hardening)

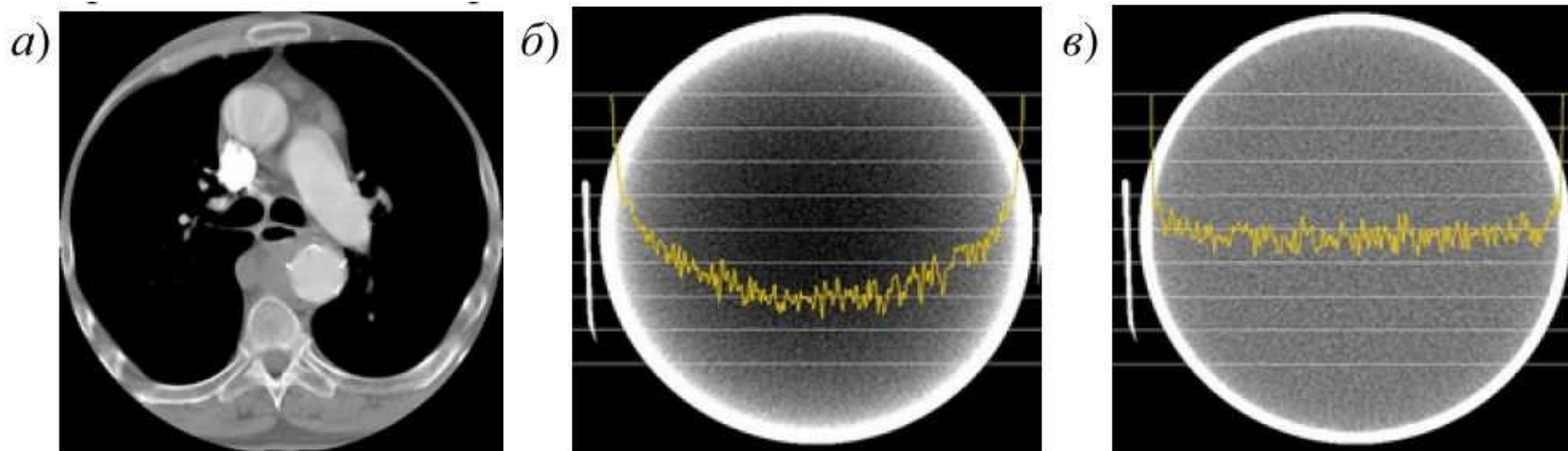
Виникає тому, що у КТ використовують поліенергетичний (немонохроматичний) спектр X-випромінювання з енергією приблизно від 25 до 120 кеВ. При проходженні через об'єкт низькоенергетичні X-промені (фотони з малою енергією) поглинаються швидше, ніж високоенергетичні. В результаті середнє значення енергії X-випромінювання відповідає максимальній енергії, яка проходить через тканину (кістка сильніше послаблює X-випромінювання, аніж еквівалентний об'єм м'якої тканини).

Артефакти зображень, спричинені фізичними процесами

Прояв артефакту збільшення жорсткості випромінювання на зображенні: впадини та темні смуги між щільними об'єктами, спричинені сильнішим поглинанням випромінювання в середині однорідного об'єкта, аніж по краях, тому що промені проходять через велику товщину. Оскільки пучок стає жорсткішим, послаблення випромінювання зменшується і інтенсивність на детекторах збільшується. Тому реконструйований профіль поглинання відрізняється від дійсного.

Ці смуги проявляються у неоднорідних зрізах між об'єктами, що мають різну густину. Спричинено це тим, що зниження інтенсивності променя, який проходить через один з об'єктів при одному положенні трубки, менше, ніж коли промінь проходить через обидва об'єкти при іншому положенні трубки. Частіше за все цей артефакт проявляється поблизу кісток та при використанні контрастуючих речовин.

Артефакти зображень, спричинені фізичними процесами



Артефакт збільшення жорсткості випромінювання: зображення зрізу тіла (а); зображення фантома при наявності (б) та відсутності (в) артефакта

Артефакти зображень, спричинені фізичними процесами

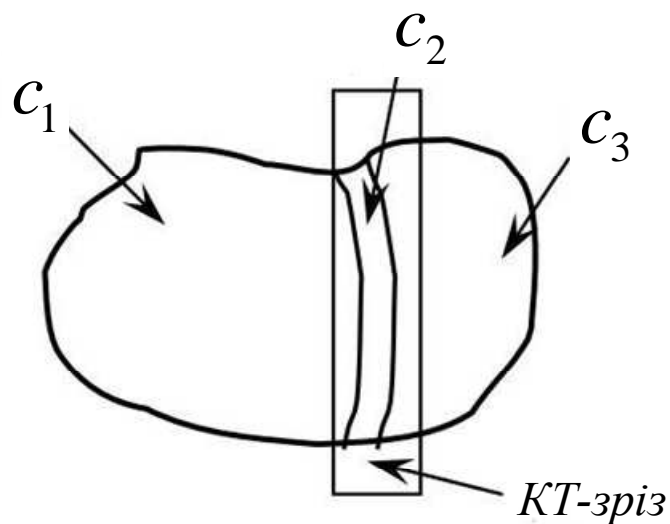
Способи зменшення артефакту збільшення жорсткості випромінювання:

- 1) Фільтрація низькоенергетичних компонент до їхнього проходження через тіло пацієнта.
- 2) Використання циліндричних фантомів різних розмірів, за допомогою яких можна відкалібрувати детектори для компенсації ефектів поглинання різними ділками тіла пацієнта. Оскільки анатомічно тіло людини не схоже на циліндр, на практиці спостерігається певний залишковий ефект.
- 3) Програмні алгоритми корекції, які мінімізують артефакти між кісткою та тканиною.

Артефакти зображень, спричинені фізичними процесами

Артефакт часткового об'єму

Такий артефакт може спричинити появу на томограмах зображень структур, яких не існує насправді. Він виникає тоді, коли у вокселі присутні тканини з різними коефіцієнтами послаблення c_i . У цьому випадку маємо справу зі середньозваженим значенням коефіцієнта послаблення – рисунок.



Якщо до вокселу входить повітря та кісткова тканина, то сумарний коефіцієнт послаблення може відповідати коефіцієнту послаблення м'яких тканин.

Артефакти зображень, спричинені фізичними процесами

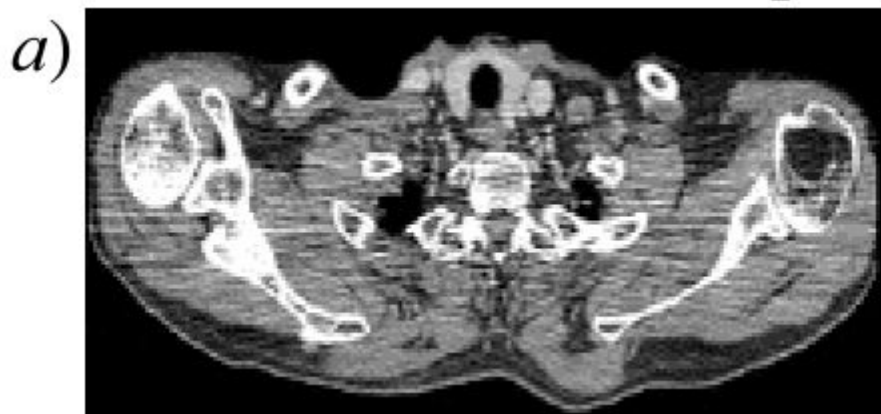
Способи зменшення артефакту часткового об'єму:

- 1) **Модель сегментації.** Припускають, що елемент об'єму належить більше, ніж одному класу тканин, та оцінюють долю кожного класу. Результат сегментації може бути відображено як набір сірих зображень, де рівні сірого відповідають ступеням заповнення елемента об'єму тканиною конкретного класу.
- 2) **Використання тонших зрізів.** При спіральному скануванні “сирі” дані деякий час залишаються доступними для реконструкції додаткових КТ-зображень зрізів.

Артефакти зображень, спричинені фізичними процесами

Артефакти затухання фотона

Цей артефакт проявляється у вигляді сильних смуг в областях, які містять щільні об'єкти. На рисунку (а) такі смуги розташовано горизонтально, оскільки при такому поширенні променя затухання більше, і детекторів досягає недостатня кількість фотонів.

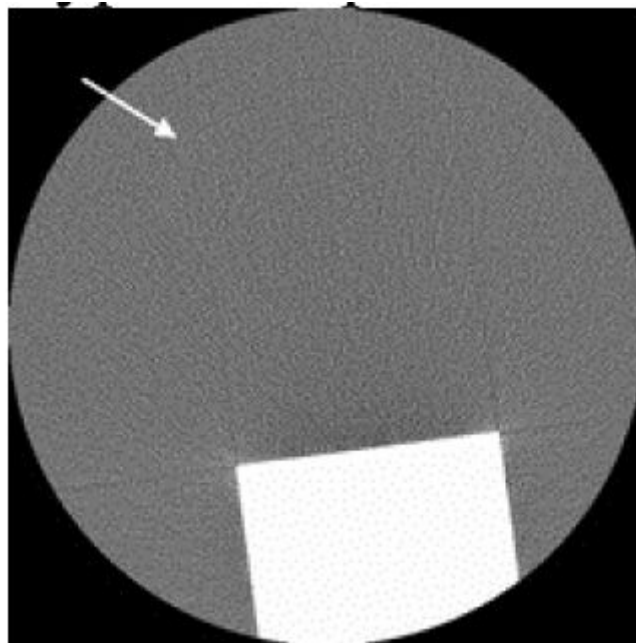


На спіральних КТ для усунення цього артефакту використовують метод багатовимірної адаптивної фільтрації (рисунок б). Для невеликої кількості даних, які перевищують поріг полаблення, згладжування виконують між проєкціями, які розташовано під послідовними кутами.

Артефакти зображень, спричинені фізичними процесами

Артефакт підвибірки

Кількість проєкцій, використуваних для реконструкції зображення у КТ є одним з факторів, який визначає його якість. Надмірний інтервал між проєкціями (підвибірка) дає втрату інформації про гострі краї та малі об'єкти, що спричинить появу артефакта підвибірки (undersampling). Проявом цього артефакту є тонкі смуги, які відходять від краю щільної структури та паралельні до її країв – рисунок.



Артефакт підвибірки

Артефакти зображень, спричинені фізичними процесами

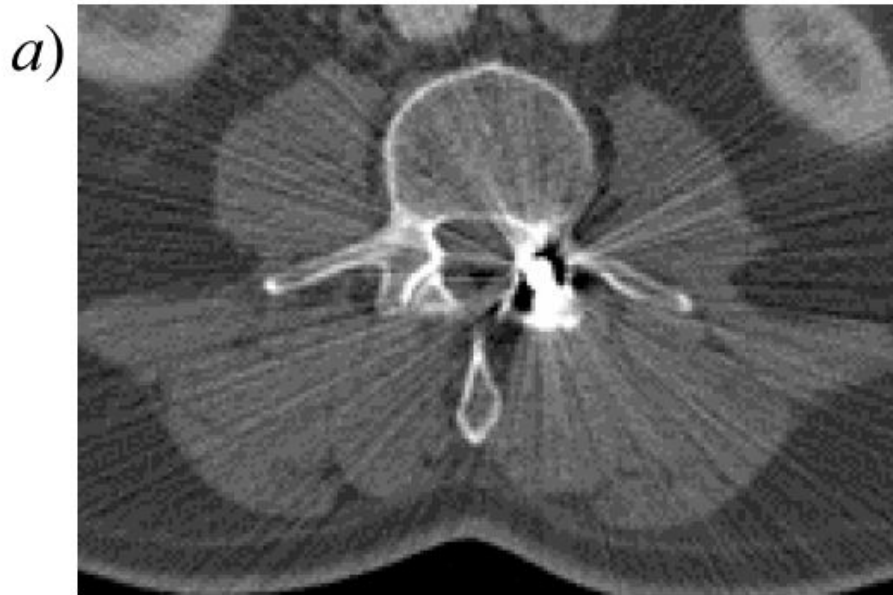
Артефакт підвибірки не спричиняє серйозного впливу на діагностичну якість зображення, оскільки рівномірно розподілені лінії зазвичай не імітують анатомічну структуру.

Проте його слід уникати тоді, коли важливо отримати високу роздільну здатність дрібних деталей. **Цей артефакт найменш помітний при збільшенні кількості проекцій, отримуваних за один оберт трубки (іноді досягається зменшенням швидкості обертання).**

Другий спосіб його усунення – використання спеціалізованих методів підвищення роздільної здатності (зсув на $\frac{1}{4}$ детектора чи зміщування фокальна пляма).

Артефакти зображень, спричинені пацієнтом

Доволі часто у досліджуваній області присутні об'єкти з високою щільністю, наприклад, зроблені з металу, що спричиняє появу артефактів Хаунсфілда у вигляді променів – рисунок .



Зображення при наявності (а) та відсутності (б) артефакта від металу

Це обумовлено тим, що густина металу перевищує межі нормального діапазону значень, які томограф може відобразити як неповні профілі послаблення. Раніше томографи мали верхню межу вимірювань +1000 НУ, яка співпадала зі значенням коефіцієнта послаблення трубчастої кістки, самої щільної структури тіла людини.

Артефакти зображень, спричинені пацієнтом

Поскільки металеві об'єкти дають більше послаблення, ніж кістка, комп'ютер присвоює їм найбільше можливе значення.

Якщо металевий предмет неможливо вилучити з області дослідження, то зменшити вплив артефакта можна збільшуючи напругу чи зменшуючи товщину зраза, зменшуючи тим самим цей ефект.

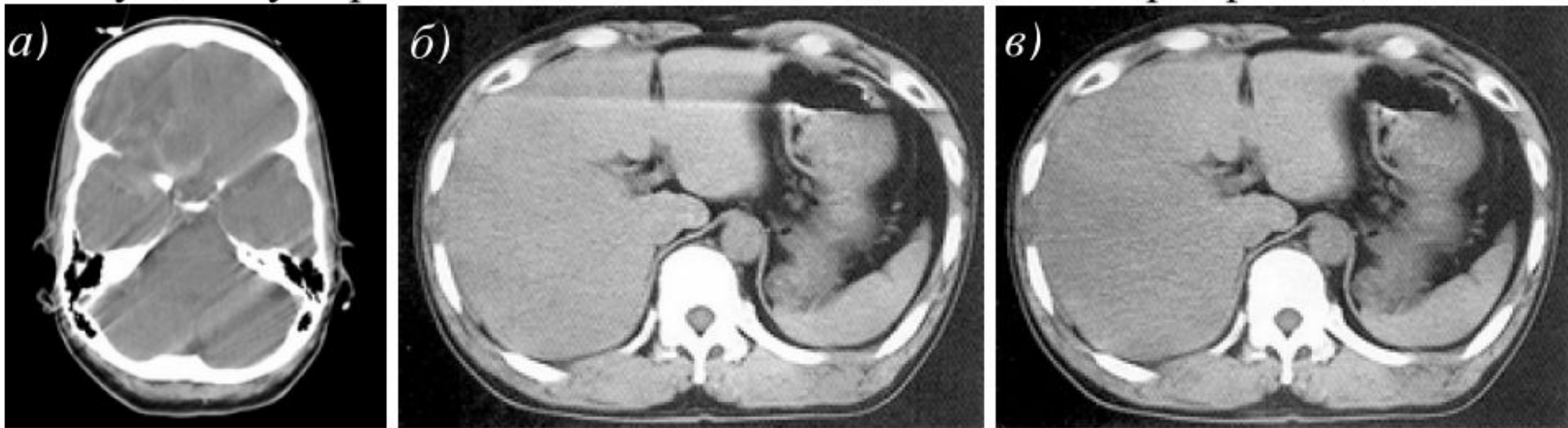
Другий спосіб зменшення артефакта – використання алгоритмів реконструкції зображень, вважаючи, наприклад, металеві об'єкти непрозорими, а дані, які відповідають променям, які проходять крізь них – відсутніми. Тоді для пошуку цих відсутніх даних використовують ітераційні методи.

Усунути артефакти від металу також можна розтягуючи шкалу КТ-чисел, яка у сучасних томографах має верхню межу +4000 HU.

Рух пацієнта спричиняє нечіткість зображення, подвоєння контуру структур чи появу смуг, які мають періодичний характер – рисунок на наст. слайді.

Спричинено це тим, що при реконструкції зображення покладаються на здатність комп'ютера розташовувати значення коефіцієнтів послаблення у матриці пікселів, яка має рядки та стовпці. Якщо при скануванні відбувається рух, то комп'ютер не здатен помістити виміряне значення у відповідну комірку.

Артефакти зображень, спричинені пацієнтом



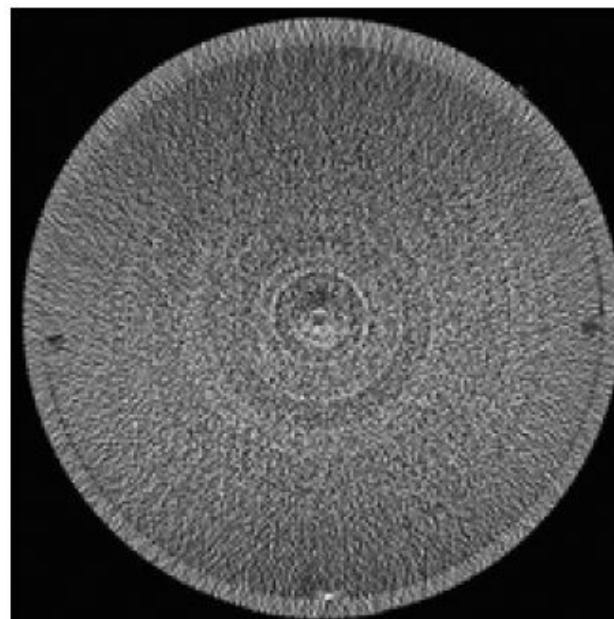
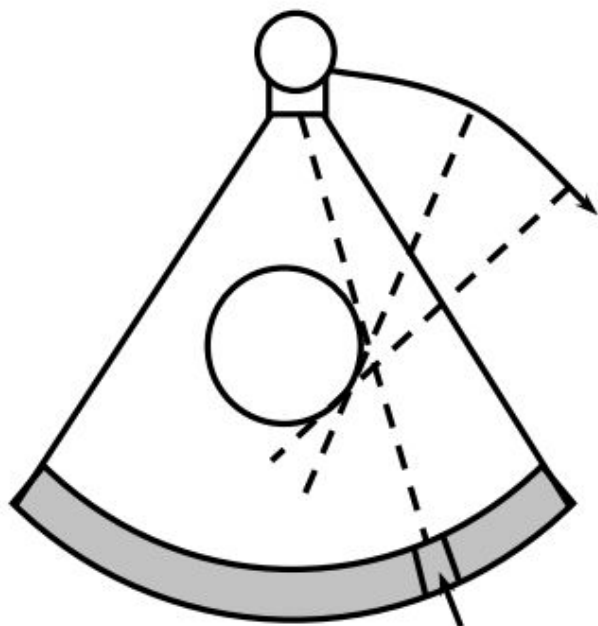
Артефакти зображення, спричинені рухом пацієнта (а, б) та відкориговане зображення

Способи зменшення артефактів руху:

- швидке збирання даних шляхом використання високошвидкісних томографів, у яких час сканування коротший за період серцевого циклу та синхронізація за часом процесу збирання даних;
- використання карідо- та респіраторної синхронізації;
- обробка сигналів.

Артефакти зображень, спричинені несправністю обладнання

Якщо один з детекторів томографа третього покоління невідкалібровано, він дає послідовну похибку зчитування при кожному кутовому положенні, що спричинить появу кільцевих артефактів. Сканери з твердотільними детекторами, які розташовані на певній відстані один від одного, більше схильні до колових артефактів, ніж сканери з газорозрядними детекторами, де детекторний ряд складається з окремих камер, заповнених ксеноном та розподілених електродами. Кола, спостережувані на однорідному фантомі чи у повітрі (рисунок), можуть бути непомітні на клінічному зображенні, якщо для нього використовують широке вікно.



Артефакти зображень, спричинені несправністю обладнання

Проте вони погіршують діагностичну якість зображення. При виході з ладу центрального детектора у центрі зображення з'явиться темна пляма.

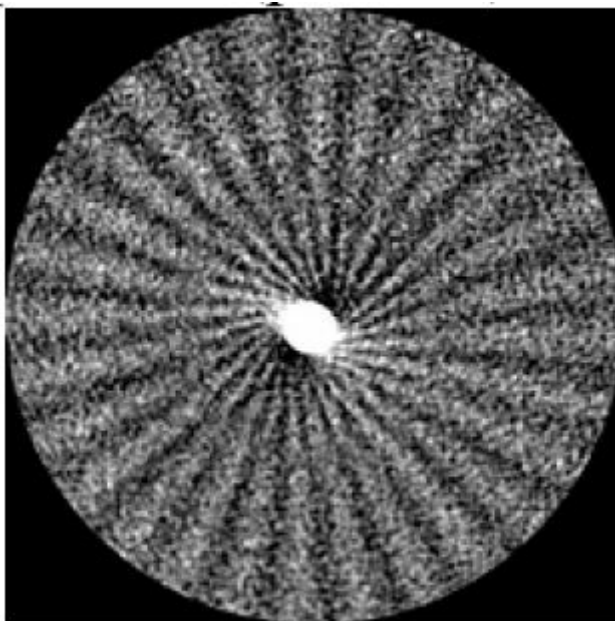
Найчастіше за все артефакт усувають калібруванням детекторів сканера.

У випадку ж пошкодження крайніх детекторів вибір меншого поля сканування також дозволяє зменшити цей артефакт.

У сучасних томографах домінують твердотільні детектори, проте можливість появи колових артефактів у них **зменшують програмним способом, який коригує зміну навколишніх умов.**

Артефакти зображень при спіральному скануванні

При багатозрізовому спіральному скануванні процес інтерполяції спричиняє складніші спотворення поперечних зображень, ніж при покроковому скануванні. Артефакт виникає, якщо при кожному оберті трубки декілька детекторів перетинають площину реконструкції. Зі збільшенням кроку спіралі кількість таких детекторів збільшується та збільшується, відповідно, кількість “віялових артефактів” – рисунок.



Спіральний артефакт