MODERN RADIOLOGY eBook

Комп'ютерна **томографія**

ESR EUROPEAN SOCIETY OF RADIOLOGY

Передмова

Сучасна радіологія – це безкоштовний освітній онлайн-ресурс із радіології від Європейського товариства радіології (***European Society of Radiology***, ESR). Назва цієї другої, оновленої версії відображає нову дидактичну концепцію електронної книги ESR – лаконічне поєднання тексту, зображень і схем, доповнених клінічними випадками, тестуванням, висновками, списком літератури та посиланнями для швидкого переходу між різними розділами – органоспецифічними та технічними.

Розділи Сучасної радіології створені за участю понад 100 визнаних європейських експертів і охоплюють як загальнотехнічні, так і клінічні аспекти візуалізації. Новий графічний стиль з Асклепієм у модних окулярах символізує поєднання класичного навчання медицини із сучасністю.

Хоча початкова версія **електронної книги ESR** була створена для здобувачів додипломної освіти – з метою наданням базових знань студентам-медикам та їхнім викладачам, – з часом її зміст розширився й включає поглиблені матеріали. Як результат, **Сучасна Радіологія** також охоплює теми післядипломної освіти згідно з **Європейською навчальною програмою з радіології** (*European Training Curriculum for Radiology*), покриваючи потреби інтернів. Окрім цього, книга враховує відгуки медичних фахівців з усього світу, які прагнуть оновити свої знання у конкретних галузях медичної візуалізації й уже оцінили глибину та чіткість викладу у цьому електронному посібнику як на базовому, так і на поглибленому рівнях.

Висловлюю щиру подяку всім авторам, які присвятили свій час і знання цьому некомерційному волонтерському проєкту, а також Карло Каталано, Андреа Лаґі та Андрашу Палько – ініціаторам створення електронної книги ESR, – та Офісу ESR за технічну й адміністративну підтримку.

Сучасна Радіологія втілює дух співпраці та непохитну відданість цій захопливій медичній дисципліні, яка є незамінною у сучасній медичній допомозі пацієнту.

Сподіваюся, цей **освітній** ресурс стимулюватиме цікавість і критичне мислення, сприяючи глибшому усвідомленню мистецтва та науки радіології в Європі та за її межами.

Мінерва Беккер, редактор
Професор радіології, Женевський університет,
Швейцарія

Комп'ютерна **Томографія**

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Авторські права і умови використання

Ця робота ліцензована Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International License 4.0

Ви маєте право:

ділитися, копіювати і перерозподіляти матеріал у будь-якому середовищі та форматі

За наступних умов:

- ***ДОСТОВІРНІСТЬ*** – Ви повинні надати відповідне посилання на автора, вказати посилання на ліцензію та повідомити, якщо були внесені зміни. Ви можете зробити це будь-яким правомірним способом, але не створити враження, що ліцензіар підтримує вас або ваш спосіб використання.
- ***НЕКОМЕРЦІЙНІСТЬ*** – Ви не можете використовувати цей матеріал з комерційною метою.
- ***БЕЗ ПОХІДНИХ РОБІТ*** – Якщо Ви змінюєте матеріал чи берете його за основу, Ви не маєте права розповсюджувати модифікований матеріал.

Як цитувати:

European Society of Radiology,
Haidara Almansour, Jan Brendel,
Daniel Wessling (2024),
translated by Uliana Pidvalna (2025).
ESR Modern Radiology eBook:

Комп'ютерна томографія.
DOI 10.26044/esr-modern-radiology-04

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер
Отримання зображень
Одиниці Гаунсфілда
Реконструкція зображень
Роздільна здатність зображень
Артефакти
Параметри дози
Анатомія поперечних зрізів
Основні тези
Література
Тестування

Позначення

<>▪> **КЛЮЧОВІ ДАНІ**

>▪< **ДОДАТКОВІ ДАНІ**

<!> **УВАГА**

>|< **ПОРІВНЯННЯ**

<?> **ЗАПИТАННЯ**

<↑> **ПОСИЛАННЯ**

<∞> **ЛІТЕРАТУРА**

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

MODERN RADIOLOGY eBook

На основі навчальної програми ESR для радіологічної освіти

Комп'ютерна **Томографія**

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

АВТОРИ

Haidara Almansour | Jan Brendel | Daniel Wessling

Хайдара Альмансур | Ян Брендель | Даніель Веслінг

ІНСТИТУЦІЯ

Department of Diagnostic and Interventional Radiology,
Tübingen University Hospital, Tübingen, Germany
Університетська лікарня Тюбінгена, Німеччина

<↑> ПОСИЛАННЯ

Haidar.Almansour@gmail.com
Jan.Brendel@med.uni-tuebingen.de
Daniel.Wessling@med.uni-tuebingen.de

Переклад виконали

Цей розділ є перекладом електронної книги Сучасна радіологія.

НАЗВА ОРИГІНАЛУ:
Computed Tomography

ПЕРЕКЛАД:
Уляна Підвальна | Uliana Pidvalna
Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького | Danylo Halytsky Lviv National Medical University

КООРДИНАЦІЯ ПРОЄКТУ:
д.м.н. Уляна Підвальна, Україно-Польський Центр Серця «Львів»,
Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького

ЗА ПІДТРИМКИ:
Асоціації радіологів України

СЛОВО ВІД КООРДИНАТОРА:
Цей проєкт – вияв поваги до рідної мови та прагнення послуговуватися нею у професійному зростанні.

pidvalna_uliana@meduniv.lviv.ua

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер
Отримання зображень
Одиниці Гаунсфілда
Реконструкція зображень
Роздільна здатність зображень
Артефакти
Параметри дози
Анатомія поперечних зрізів
Основні тези
Література
Тестування

План розділу

- КТ-сканер
  - Частини КТ-сканера
  - Еволюція КТ
  - Двоенергетична КТ
  - Фотонна КТ
- Отримання забражень
  - Аксіальне vs спіральне сканування
  - Пітч
- Одиниці Гаунсфілда
- Реконструкція зображень та вікна
  - Техніка реконструкції зображень
  - Кернель (ядро)
  - Товщина зрізів
  - Вікна
- Роздільна здатність зображень
  - Просторова роздільна здатність
  - Контрастна роздільна здатність
- Артефакти
  - Жорсткості пучка та смуг
  - Обрізання та конусного пучка
  - Пов'язані з пацієнтом
  - Ефект часткового об'єму
- Параметри дози
  - Індекси дози КТ
  - Регулювання дози
- Анатомія поперечних зрізів
  - Анатомія шиї
  - Анатомія органів грудної клітки
  - Анатомія органів черевної порожнини та таза
- Основні тези
- Література
- Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

КТ-сканер

Комп'ютерна **Томографія**

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ КТ-сканер

- Основні частини комп'ютерних томографів (КТ-сканерів):
  - Х-променева трубка
  - Гентрі з детекторами, чутливими до Х- променів. Детектори Х-променів розташовані безпосередньо навпроти джерела випромінювання.
  - Комп'ютер
- Зображення створюються за ідентичним принципом, що й у звичайній Х-променевій візуалізації (рентгенографії) (див. відповідний розділ), проте джерело Х-променів обертається навколо гентрі (на відміну від звичайної Х-променевої візуалізації, де використовується нерухоме джерело випромінювання).
- Під час проведення КТ пацієнт лежить на столі, який рухається крізь гентрі, а джерело Х-променів обертається навколо пацієнта (Рис. 1).
- У залежності від медичних показів, можуть вводити контрасті речовини (орально чи внутрішньовенно) (див. розділ «Контрастні речовини»).

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Комп'ютерна Томографія

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

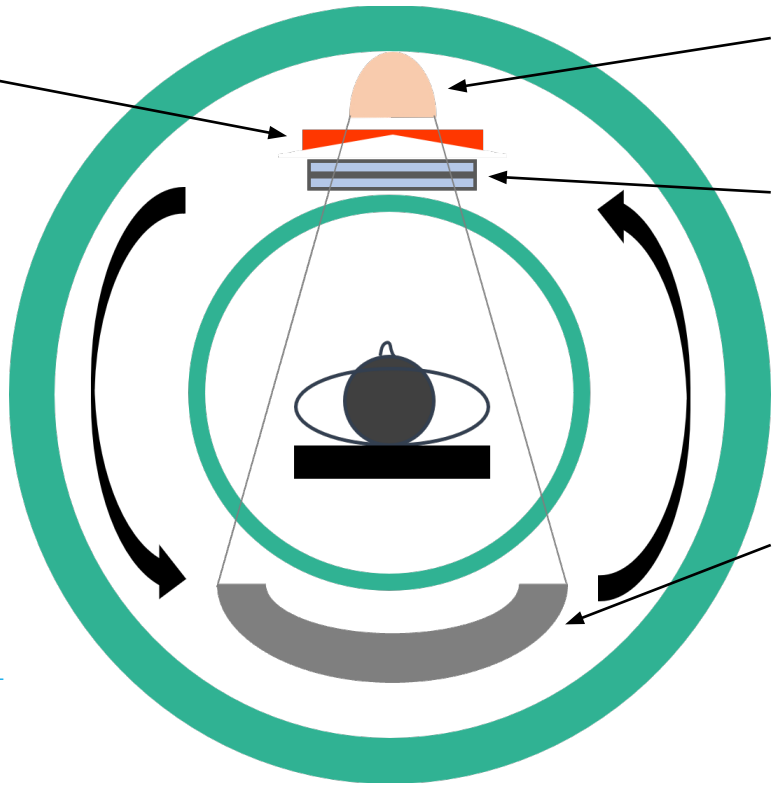
Тестування

Фільтр

Забирає низькоенергетичні Х-промені (непотрібні фотони), що оптимізує спектр променя та дозволяє проводити сканування з нижчою дозою опромінення

Ґентрі

Забезпечує обертання частин сканера



Х-променева трубка

Джерело Х- променів

Колліматор

Обмежує розсіяне випромінювання (scatter radiation) та зменшує дозу опромінення пацієнта

Матриця детекторів

- Сцинтилятор перетворює Х- промені на фотони
- Фотодіод перетворює фотони на електричний сигнал

РИС. 1

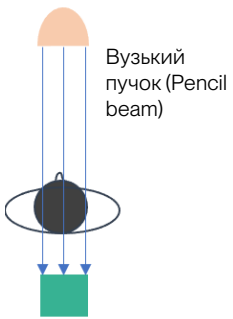
Частини КТ-сканера

(https://www.radiologycafe.com/frcr-physics-notes/ct-imaging/ct-equipment, last accessed 31.01.2023)

/ Еволюція КТ- сканерів

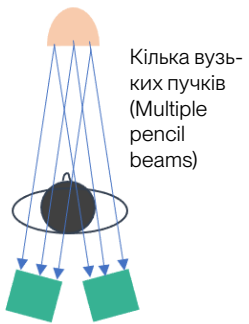
>|< ПОРІВНЯННЯ

1ше покоління



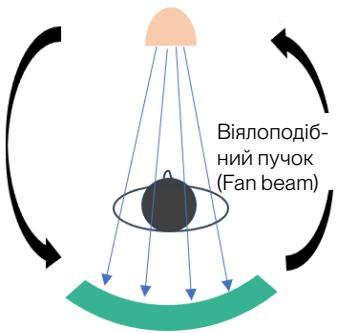
Один детектор

2е покоління



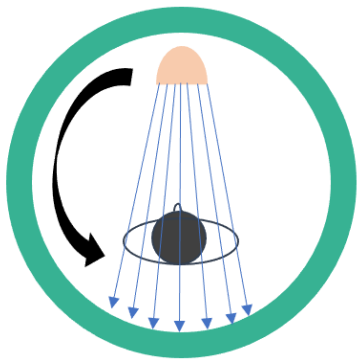
Кілька детекторів

3є покоління



Багаторядна матриця детекторів

4те покоління



Стаціонарне кільце детекторів

РИС. 2

Різниця між КТ-сканерами різних поколінь

(https://www.radiologycafe.com/frcr-physics-notes/ct-imaging/ct-equipment, last accessed 31.01.2023

3є покоління сканерів

/ Найпоширеніший КТ-сканер сьогодні.

/ Х-променева трубка та детектор обертаються навколо пацієнта.

/ Ряд детекторів охоплює всю ширину віялоподібного пучка.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

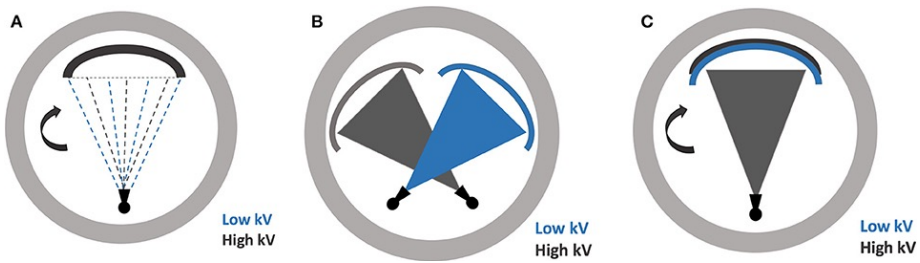
Тестування

/ / Двоенергетична КТ

>|< ПОРІВНЯННЯ

Двоенергетична КТ Dual Energy CT (DECT)

- Принцип: Отримання зображень на двох різних енергетичних спектрах (прим.: подвійне джерело).
- Перевага: Дозволяє розділяти матеріали з різними атомними номерами, але зі схожим ослабленням випромінювання (attenuation).
- Контрукція: 3 різні типи DECT сканнерів (A-C).



Швидке перемикання енергії (Rapid Energy Switching)

X-променева трубка швидко перемикається між низьким та високим енергетичним рівнем пучка (beam).

Технологія двотрубкового КТ (Dual-Source Technique)

Дві ортогонально (прим.: перпендикулярно одна до одної) розташовані системи «трубка-детектор», що працюють незалежно.

Багатошаровий детектор (Multilayer Detector)

'Сендвіч' детектор (із внутрішнім і зовнішнім шаром), який розрізняє високі та низькі рівні енергії.

РИС. 3

Схематичне зображення техніки двоерегетичного КТ.

Відкритий доступ: стаття поширюється згідно з умовами ліцензії Creative Commons Attribution. Odedra D et al. (2022) Dual Energy CT Physics—A Primer for the Emergency Radiologist. Front. Radiol. 2:820430.

/ КТ з підрахунком фотонів

>|< ПОРІВНЯННЯ

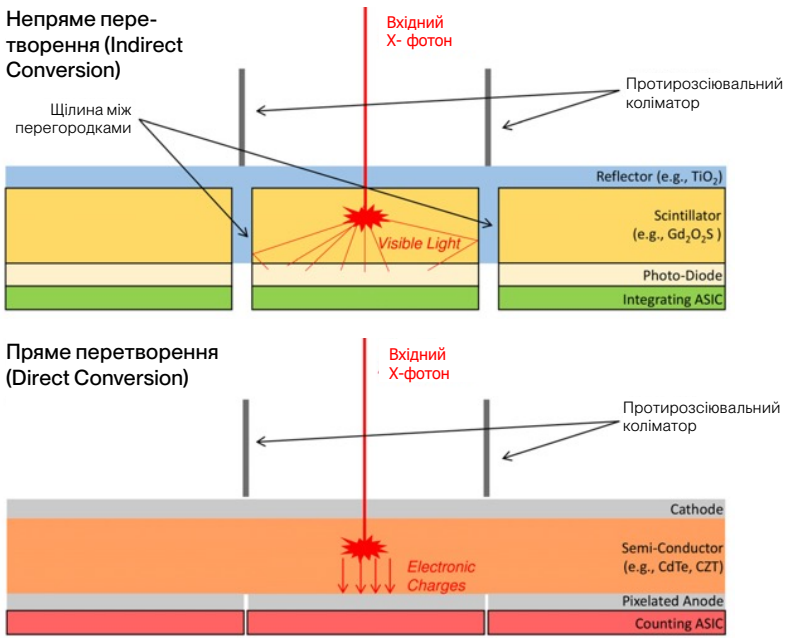


РИС. 4

Технологія детектора КТ з підрахунком фотонів.

Відкритий доступ: стаття поширюється згідно з умовами ліцензії Creative Commons Attribution
Si-Mohamed, S.A et al. (2021) Spectral Photon-Counting CT Technology in Chest Imaging. J. Clin. Med. 2021, 10, 5757.

- Принцип: Відсутність непрямого перетворення через сцинтилятор, як у звичайних енергоінтегруючих детекторах (рис. вгорі), натомість відбувається пряме перетворення Х-променів у заряджені частинки (рис. внизу).
- Підрахунок фотонів: Вхідні фотони рахуються окремо і розподіляються до відповідної енергетичної групи (біна) залежно від його енергії

ПЕРЕВАГИ:

+ Високе співвідношення сигнал/шум
+ Висока просторова роздільна здатність (spatial resolution)
+ Можливе зменшення дози опромінення (radiation dose) та артефактів від металу
+ Отримання багатоспектральних зображень (multi-energy images) від одного джерела Х-променів

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Отримання зображень

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

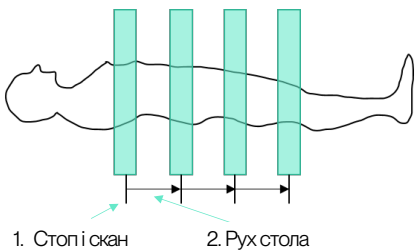
Основні тези

Література

Тестування

/ Отримання зображень – аксіальне vs. спіральне сканування

Аксіальне сканування



Аксіальне сканування (Axial Scanning)

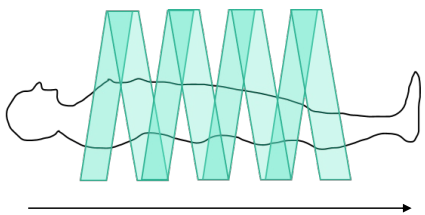
1. Отримання (Acquisition) одного зрізу
2. Стіл переміщується в наступне положення
3. Отримання наступного одного зрізу

РИС. 5

Різниця між аксіальним та спіральним скануванням

(https://www.radiologycafe.com/frcr-physics-notes/ct-imaging/acquiring-an-image-part-1/), last accessed 31.01.2023

Спіральне сканування



Безперервне сканування з одночасним рухом столу

Спіральне сканування (Helical ("Spiral") Scanning)

Безперервне сканування з одночасним рухом столу

ПЕРЕВАГИ:

+ Уникнення артефактів від дихання (весь скан за один дихальний рух)
+ Сканування кількох фаз з одним введенням контрасту
+ Накладання (overlapping) зрізів дозволяє кращу реконструкцію зображень КТ

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

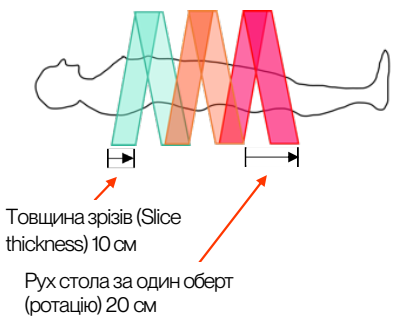
Література

Тестування

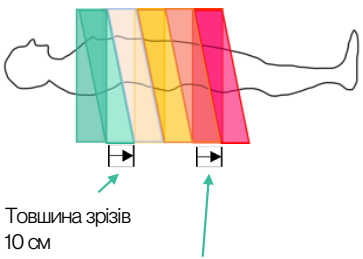
/ Отримання зображень – Пітч (Pitch)

>|< ПОРІВНЯННЯ

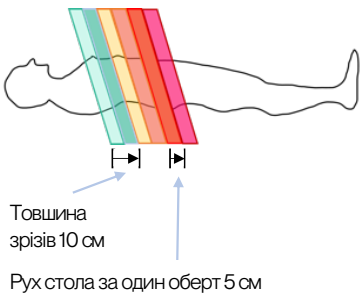
Pitch = 2



Pitch = 1



Pitch = 0,5



<!> УВАГА

/ Пітч або крок сканування (pitch) визначається як відстань, яку проходить стіл за один повний оборот гентрі (gantry rotation) на 360°, поділена на ширину колімації променя (колімація променя = товщина зрізу | beam collimation = slice thickness).

/ Крок, більший за 1, дозволяє швидше проводити сканування та зменшити дозу опромінення, але при цьому знижує якість зображення.

РИС. 6

Різниця між різними значеннями кроку або пітч-факторами (pitch factors).

(https://www.radiologycafe.com/frcr-physics-notes/ct-imaging/acquiring-an-image-part-1/), last accessed 31.01.2023

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Одиниці Гаунсфілда

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

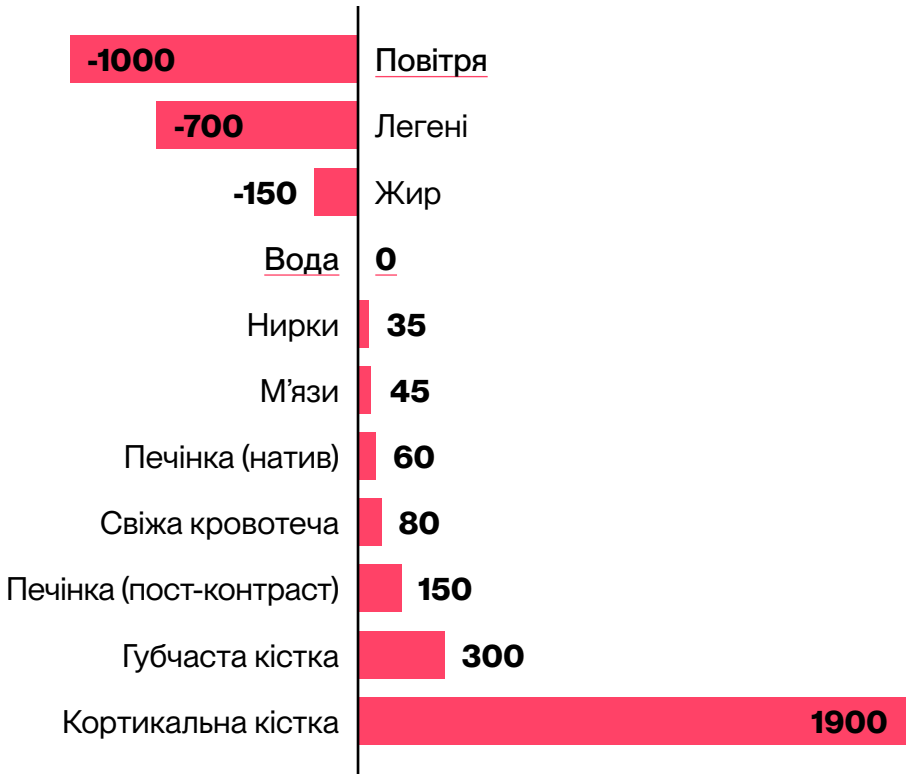
Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Одиниці Гаунсфілда чи числа КТ



Шкала Гаунсфілда (Hounsfield Scale)

(На честь Годфрі Гаунсфілда – біомедичного інженера, який винайшов КТ, отримав Нобелівську премію у 1979 р.).

→ Використовується для кількісного визначення Х- променевої щільності (радіощільності | radiodensity). Встановлено радіощільність води як **0 одиниць Гаунсфілда (HU)**, а повітря – як **-1000 HU**. Усі інші біологічні тканини мають радіощільність, виражену відносно цих значень.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Реконструкція зображень та вікна

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Техніки реконструкції зображень

Реконструкція зображень (Image reconstruction) – математичний процес створення зображень на основі отриманих необроблених («сирих») даних (raw data).

Фільтрована зворотна проєкція | Filtered back projection (FBP)

FBP є стандартною технікою реконструкції зображення з моменту появи комерційної КТ. Проте сьогодні її вважають застарілою, оскільки сучасні підходи прагнуть зменшити дозу опромінення (radiation dose) та покращити просторову і часову роздільну здатність (spatial and temporal resolution). На низьких дозах опромінення традиційна FBP пов'язана з високим рівнем шуму (noise), що знижує якість зображення.

Ітеративна (повторювальна) реконструкція | Iterative reconstruction (IR)

Розвиток технологій сприяв розвитку IR, яка зменшує шум зображень (image noise) без погіршення роздільної здатності зображень, водночас підтримуючи дозу опромінення настільки низькою, наскільки це можливо.

Більшість сканерів використовують IR для реконструкції зображень.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Реконструкція зображень - Ядро (Kernel)

A Стандартне ядро

B Кісткове ядро

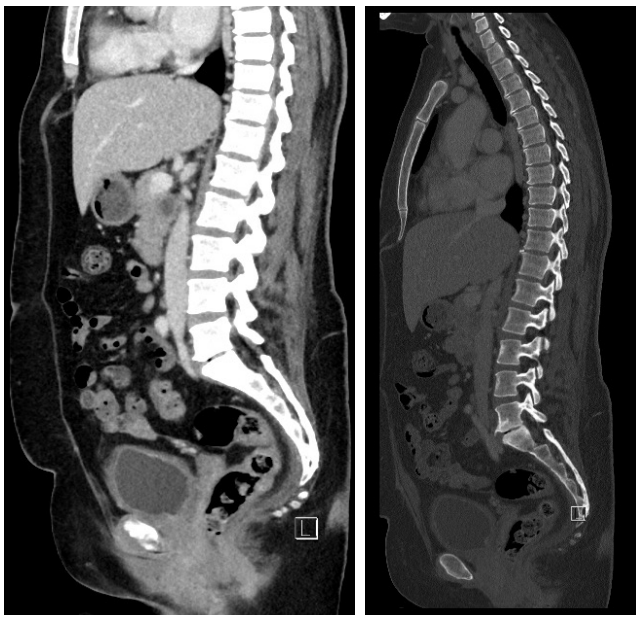


РИС. 7

Зображення сагітально реформатованих зображень у цього ж пацієнта використовуючи (A) стандартне ядро (standard kernel) і (B) кісткове ядро (bone Kernel).

Два важливих параметри реконструкції:

- **Ядро (Kernel)**
  жорсткіше ядро (sharper kernel)забезпечує вищу просторову роздільну здатність, але водночас збільшує рівень шуму
- **Товщина зрізів (Slice thicknes)**
  визначає просторову роздільну здатність у поздовжньому напрямку.

A Стандартне ядро

Гладкий вигляд м'яких тканин (м'якотканинне).

B Кісткове ядро

Створює зображення з вищою просторовою роздільною здатністю.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

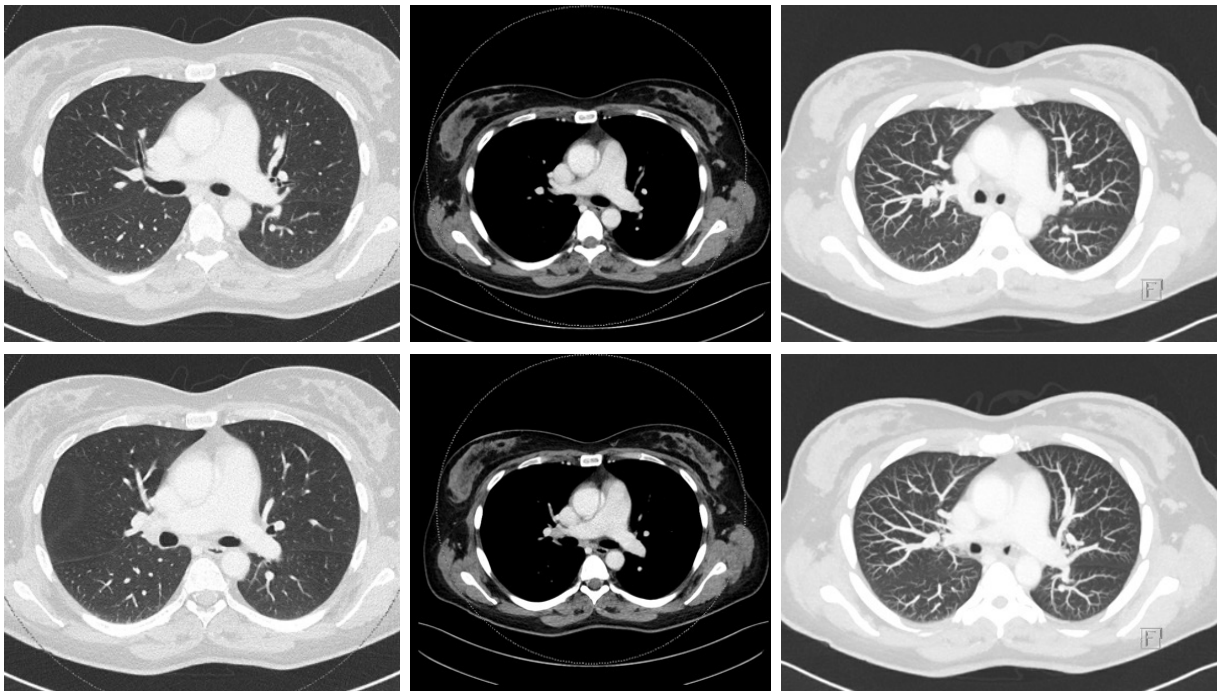
Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Реконструкція зображень – Товщина зрізів



1мм

Тонші зрізи добрі для оцінки паренхіми легень.

3мм

Використовуються при загальній оцінці.

10мм

Товстіші зрізи використовують для виявлення вузлів в легенях чи при ангіографічних дослідженнях.

РИС. 8

Ілюстрація принципів вибору товщини зрізів при КТ залежно від досліджуваної анатомічної структури та діагностичної мети.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Вікна

Вікна | Windowing

Відображення різних діапазонів чисел КТ змінює контрастність зображення.

Центр вікна | Window level

це середня точка діапазону чисел КТ.

Ширина вікна | Window width

Це діапазон чисел КТ, які відображаються у різних відтінках сірого.

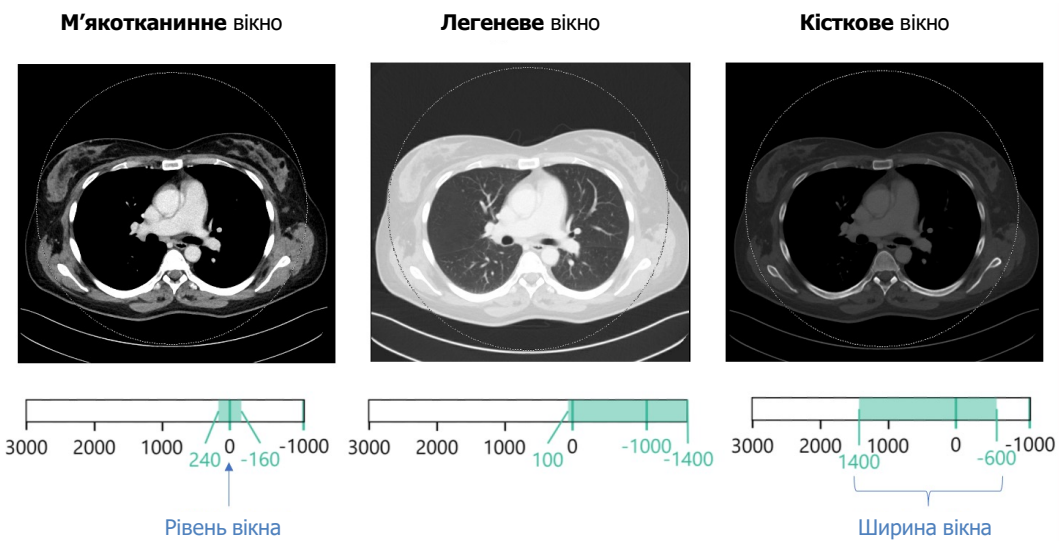


РИС. 9

М'які тканини, легені та кістки у кістковому вікні на КТ.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Роздільна здатність зображень

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Роздільна здатність зображень

- / Просторова роздільна здатність (Spatial resolution) – одна з основних переваг КТ порівняно з іншими методами візуалізації. Характерною є здатність розрізняти сусідні структури за щільністю.
- / Ізотропна роздільна здатність (Isotopic resolution) означає, що просторова роздільна здатність має бути однаковою у всіх осях, що важливо для багатоплощинної реконструкції (multiplanar reconstruction).

<!> УВАГА

Просторова роздільна здатність знижується через

- / Розмір пікселя ▲
- / Розмір фокусної плями ▲
- / Збільшення (масштабування) ▲
- / Поле зору ▲
- / М'якотканиннне ядро
- / Крок ▲
- / товщину зріза ▲
- / розмір детектора ▲
- / рух пацієнта ▲

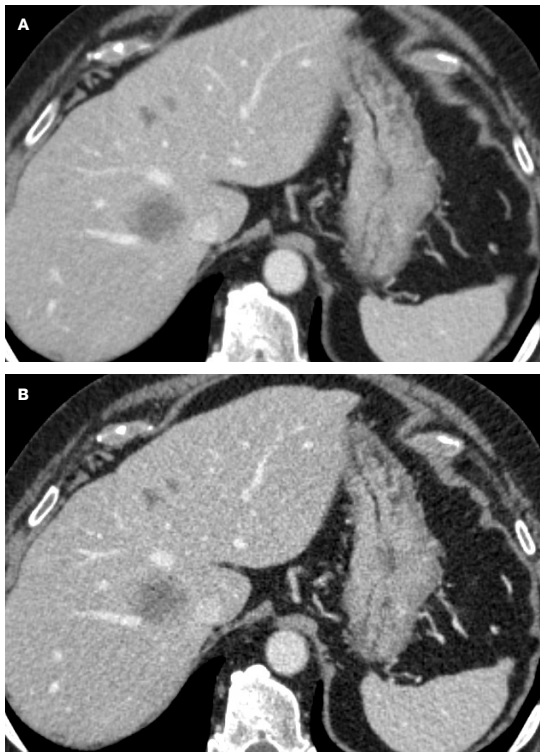


РИС. 10

Порівняння просторової роздільної здатності верхньої частини живота у цього ж пацієнта. Рис. В має кращу просторову роздільну здатність завдяки меншій товщині зрізу (1 мм) порівняно із рис. А, де товщина зрізу становить 5 мм. Зауважте краще окреслення (деліneація) метастазів у печінці та печінкові вени. Однак рівень шуму зростає на рис. В.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Контрастна роздільна здатність (Contrast resolution) визначає здатність розрізняти сусідні ділянки з різною інтенсивністю зображення (image intensity). Визначається кількістю бітів на значення пікселя і залежить від багатьох факторів.

<!> УВАГА

Фактори, що знижують контрастну роздільну здатність

/ Контрастність власної структур ... ▼
/ Розмір детектора ..... ▼
/ Розсіяне випромінювання ..... ▲
/ Шум ..... ▲
/ Пітч ..... ▲
/ Енергія пучка ..... ▲
/ Відсутність використання контрастних речовин

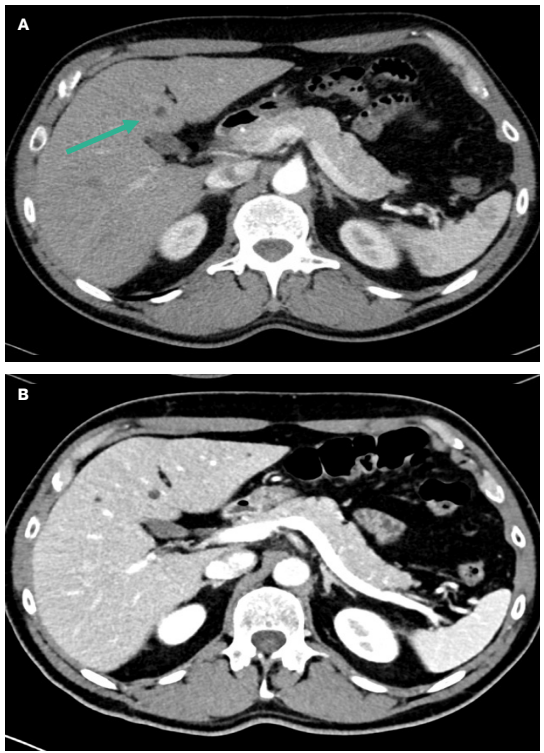


РИС. 11

Порівняння кісти печінки (стрілка) у цього ж пацієнта. Рис. В має кращу контрастну роздільну здатність, що дозволяє точніше охарактеризувати гіподенсне ураження печінки порівняно із рис. А.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Артефакти на КТ

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Артефакти

/ Артефакти під час КТ трапляються з різних причин. Важливо розуміти, що артефакти можуть змінювати вигляд патологій чи приховувати важливі діагностичні особливості.

<!> УВАГА

/ Фізичні феномени, що зумовлюють артефакти:

/ Артефакти жорсткості пучка (Beam hardening) часто виникають через щільні об'єкти, які поглинають низькоенергетичні фотони, залишаючи лише високоенергетичні ("жорсткі") фотони у випромінюванні.

/ Артефакти у вигляді смуг (Streaking artifacts) внаслідок жорсткості пучка та розсіювання на щільних об'єктах. Зменшення за умов «жорсткішого» пучка (вищі kV) чи програмного забезпечення для зменшення артефактів металу.

<!> УВАГА

Фотонне голодування (Photon starvation) - особливий тип артефакту у вигляді смуг, який виникає в ділянках високого поглинання Х-променів, переважно навколо металевих імплантів. Через високу щільність матеріалу фотони не досягають детектора, що призводить до підвищеного рівня шуму позаду об'єкта, який проявляється у вигляді смуг.

Цей артефакт можна зменшити за допомогою збільшення mAs (модуляція струму Х-трубки) та ітеративних фільтрів реконструкції.

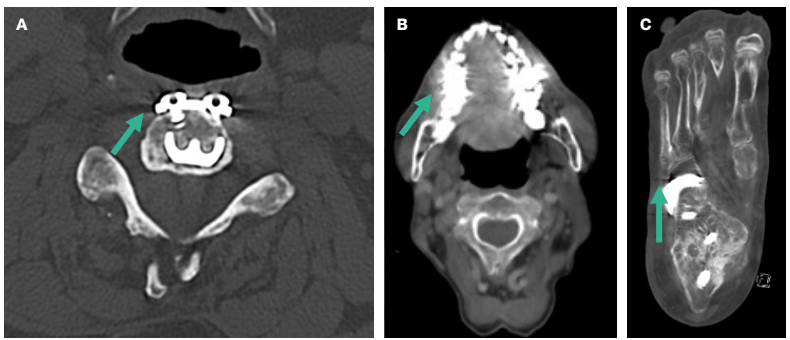


РИС. 12

Фотонне голодування. Три приклади фотонного голодування через металеві імпланти (A-C). Зокрема, зубні імпланти (B) поширені у пацієнтів похилого віку і можуть ускладнювати візуалізацію навколишніх тканин (зелена стрілка).

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Артефакти від пацієнтів

- Рухові артефакти: рух під час отримання зображення є причиною смуг (streaking) та розмивання (blurring).
- Артефакти від одягу та прикрас типовіші для звичайної Х-променевої візуалізації. На КТ-сканах зазвичай можна ідентифікувати позатілесне походження, проте інтерпретація може ускладнюватися через спричинені артефакти.

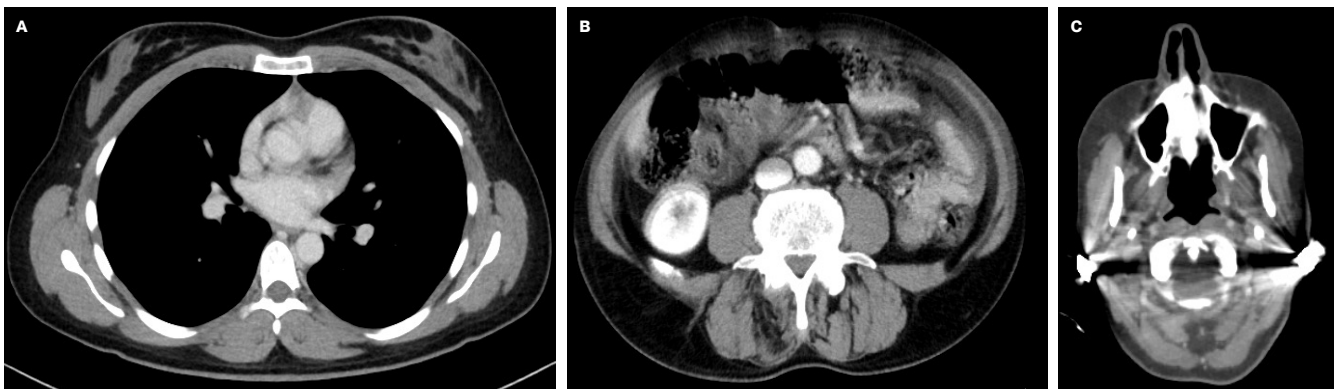


РИС. 13

Артефакти, пов'язані з пацієнтом. (A) Без ЕКГ-синхронізації часто виникають артефакти пульсації висхідної аорти. (B) Артефакти руху можуть значно ускладнювати оцінку анатомічних структур. У цьому випадку через рух пацієнта кишка та кровоносні судини важко оцінити. (C) Артефакти від прикрас спричиняють артефакти у вигляді смуг у жінки з сережками, які не вдалося зняти.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

<!> УВАГА

Ефекти часткового об'єму (Partial volume effects) виникають, коли тканини з дуже різною щільністю потрапляють в один воксель (прим.: voxel – тривимірний аналог пікселя), і ослаблення (attenuation) Х-променя усереднюється.

Усувається за допомогою реконструкції тонких зрізів.

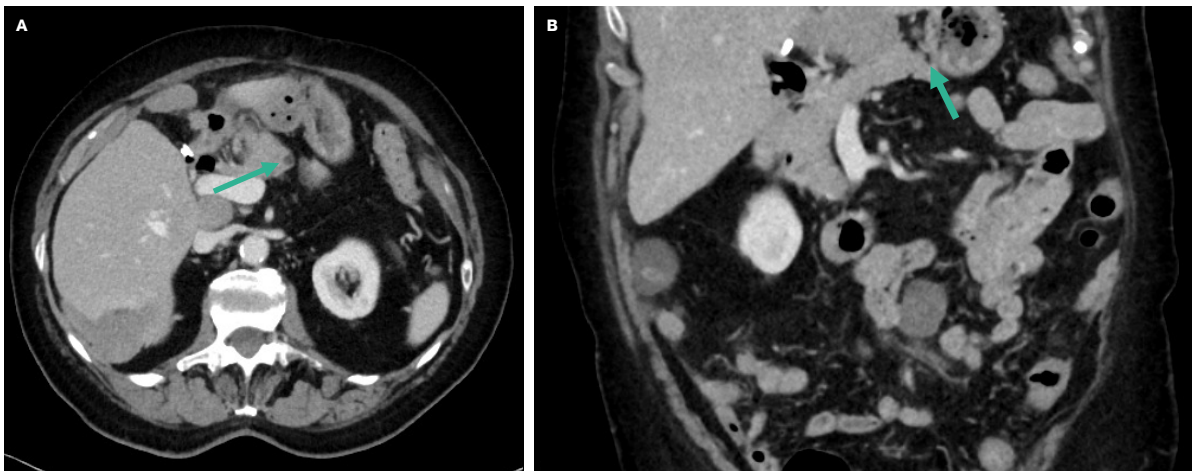


РИС. 14

Ефект часткового об'єму. У пацієнтки з раком яєчників та перитонеальним карциноматозом Рис. А виглядає гіподенсне ураження підшлункової залози (стрілка). Однак це артефакт часткового об'єму, оскільки жирова тканина брижі (стрілка, рис. В) та паренхіма підшлункової залози були включені в один воксель. Корональна реконструкція (В) підтверджує відсутність ураження підшлункової залози.

Артефакти обрізання (Truncation artifacts) виникають, коли частини об'єкта не можуть бути включені у поле зору. Це спричиняє появу смуги високого ослаблення (high attenuation) на краю зображення.

Артефакт конусного пучка (Cone beam artifact) трапляється лише у багатодетекторних КТ- сканерах, оскільки під час одного оберту отримується декілька зрізів - Х- променевий пучок набуває конусоподібної форми.

Оскільки метод зворотного проєктування передбачає паралельний промінь, виникає розбіжність між реальною конусною формою та припущеною конфігурацією променя, що спричиняє спотворення зображення у вигляді конуса.

РИС. 15

Артефакт обрізання та артефакт конусного променя. На аксіальному зображенні пацієнта із ожирінням під час КТ-сканування ОЧП та органів малого таза. Оскільки м'які тканини пацієнта не були включені у поле зору, це спричинило артефакт обрізання ліворуч.

Комп'ютерна **Томографія**

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Інші артефакти

Ефект завертання (Aliasing) спотворення через недостатню частоту дискретизації частіше трапляється в МРТ.

Кільцеві артефакти (Ring artefacts) внаслідок некоректного калібрування, несправності детектора або його елемента.

Хибне підсилення (Pseudoenhancement) у простих кістах нирки, спричинене розсіюванням та жорсткістю пучка.

<!> УВАГА

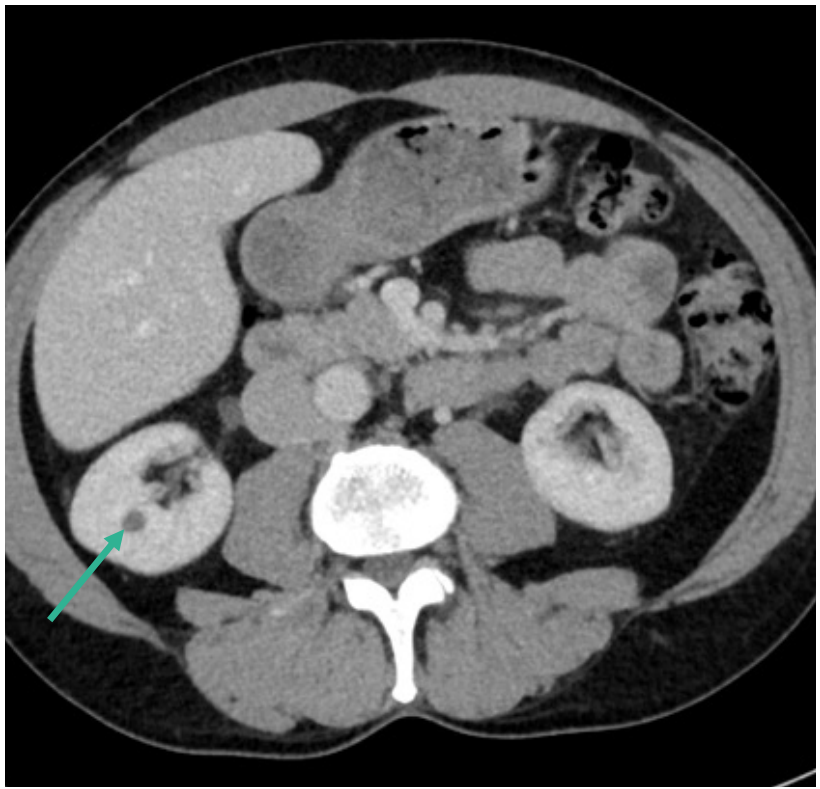


РИС. 16

Хибне підсилення (псевдопідсилення). На аксіальних зображеннях КТ пацієнта з раком носоглотки: проста, доброякісна кіста правої нирки, 39 HU, але додаткове УЗД підтвердило, що це проста кіста Bosniak 1. Отож, підвищення HU можна оцінити як псевдопідсилення.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Параметри дози

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Параметри дози

Індекс дози КТ | Computed tomography dose index (CTDI)

- / Вимірюється в мGy
- / Стандартизоване вимірювання дози опромінення в одному зрізі
- / Дозволяє порівнювати рівень випромінювання між різними КТ-сканерами

$CTDI_{100}$

= Середня доза в центрі стандартного 100 мм сканування

$CTDI_w$

$$\frac{1}{3} CTDI_{центр} + \frac{2}{3} CTDI_{мГреріферія}$$

$CTDI_{vol}$

$$= \frac{CTDI_w}{Pitch}$$

Добуток дози на довжину (Dose length product, DLP) = $CTDI_{vol}$ * довжина Модуляція (см) (мGy * см)

DLP враховує повну довжину обстежуваного об'єкта чи пацієнта

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Модуляція дози | Dose Modulation

Модуляція струму X-трубки (mAs) дозволяє зменшити дозу випромінювання у ділянках з низьким ослабленням. Це означає, що значення mAs не буде однаковим для усіх частин тіла; натомість кількість фотонів зменшуватиметься у частинах тіла з низьким ослабленням (low attenuating). Зміни в mAs призводить до лінійної зміни дози випромінювання

Зміна кроку (Pitch modification) впливає на дозу КТ. При постійному рівні випромінювання: збільшення кроку зменшує дозу випромінювання; зменшення кроку збільшує дозу випромінювання.

Зміна напруги (kV) X-трубки (Tube voltage modification) призводить до нелінійної зміни дози опромінення для пацієнта. Залежно від маси тіла пацієнта, нижчі kV можна застосувати для зменшення дози опромінення (radiation dose). Менша напруга покращує контрастність зображення, оскільки збільшує співвідношення контраст/шум (contrast to noise ratio).

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Анатомія поперечних зрізів

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Анатомія поперечних зрізів голови та шиї

Анатомія поперечних зрізів голови та шиї є дуже складною, адже багато дрібних анатомічних структур розташовано в обмеженому просторі. Точне знання кровоносних судин, просторів шиї та лімфатичних

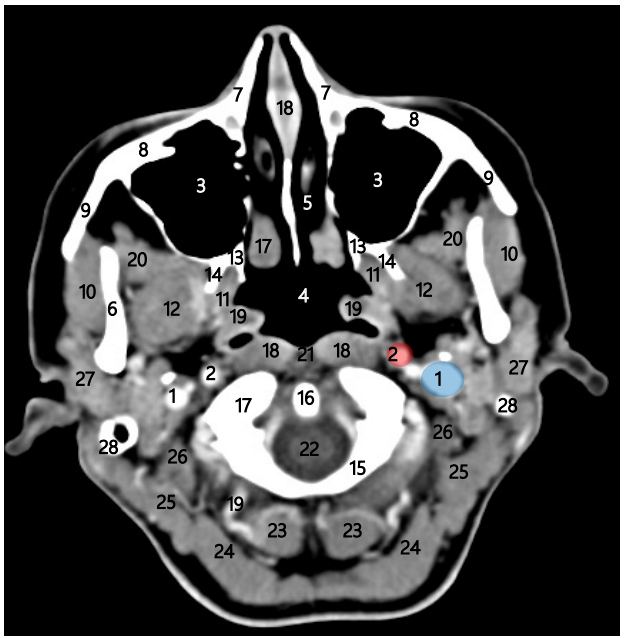


РИС. 17

"Аанатомія поперечних зрізів голови та шиї. Аксіальна реконструкція КТ-зображення у м'якотканинному вікні на рівні верхньощелепної пазухи та носоглотки. Важливі анатомічні структури: 1 = Внутрішня яремна вена, 2 = Внутрішня сонна артерія, 3 = Верхньощелепна пазуха, 4 = Носоглотка, 5 = Носова порожнина, 6 = Гілка нижньої щелепи, 7 = Лобний відросток (верхня щелепа), 8 = Передня поверхня (верхня щелепа), 9 = Скронева поверхня (вилична кістка), 10 = Жувальний м'яз, 11 = Медіальний крилоподібний м'яз, 12 = Латеральний крилоподібний м'яз, 13 = Клиноподібна кістка з медіальною пластинкою крилоподібного відростка, 14 = Клиноподібна кістка з латеральною пластинкою крилоподібного відростка, 15 = Задня дуга атланта, 16 = Зуб осьового хребця, 17 = Бічна маса атланта, 18 = Глотковий мигдалик, 19 = Трубно-глоткова (сальпінгофарингеальна) складка, 20 = Скроневий м'яз, 21 = Глотковий шов, 22 = Хребтовий канал із спинним мозком, 23 = Великий задній прямий м'яз голови, 24 = Півостьовий м'яз голови, 25 = Ремінний м' яз голови, 26 = Верхній косий м'яз голови, 27 = Привушна слинна залоза, 28 = Соскоподібний відросток."

/ Комп'ютерна **Томографія**

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Анатомія поперечних зрізів шиї

Рівні лімфатичних вузлів шиї

IA: Підборідні вузли

IB: Піднижньощелепні вузли

II: Верхні яремні лімфатичні вузли

(IIA: Передні верхні яремні лімфатичні вузли)

(IIB: Задні верхні яремні лімфатичні вузли)

III: Середньо-яремний простір

IV: Нижні яремні лімфатичні вузли

VA: Задній трикутник над перснеподібним хрящем

VB: Задній трикутник під перснеподібним хрящем

VI: Передній центральний простір (ділянка/сегмент/компартмент)

> Див. розділ «Візуалізація голови та шиї»

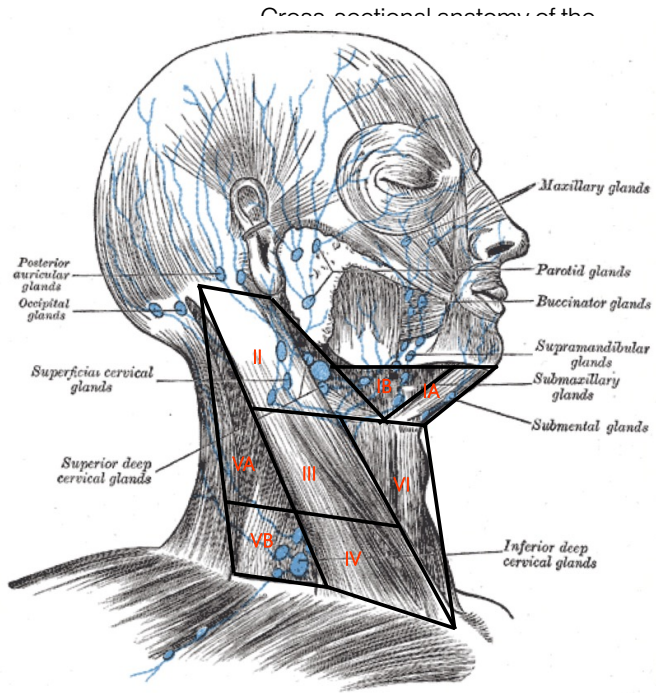


РИС. 18

Рівні лімфатичних вузлів шиї. Редагована версія 20-го американського видання "Анатомія Грея". Це видання було опубліковане у 1918 р. і тепер є суспільним надбанням.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

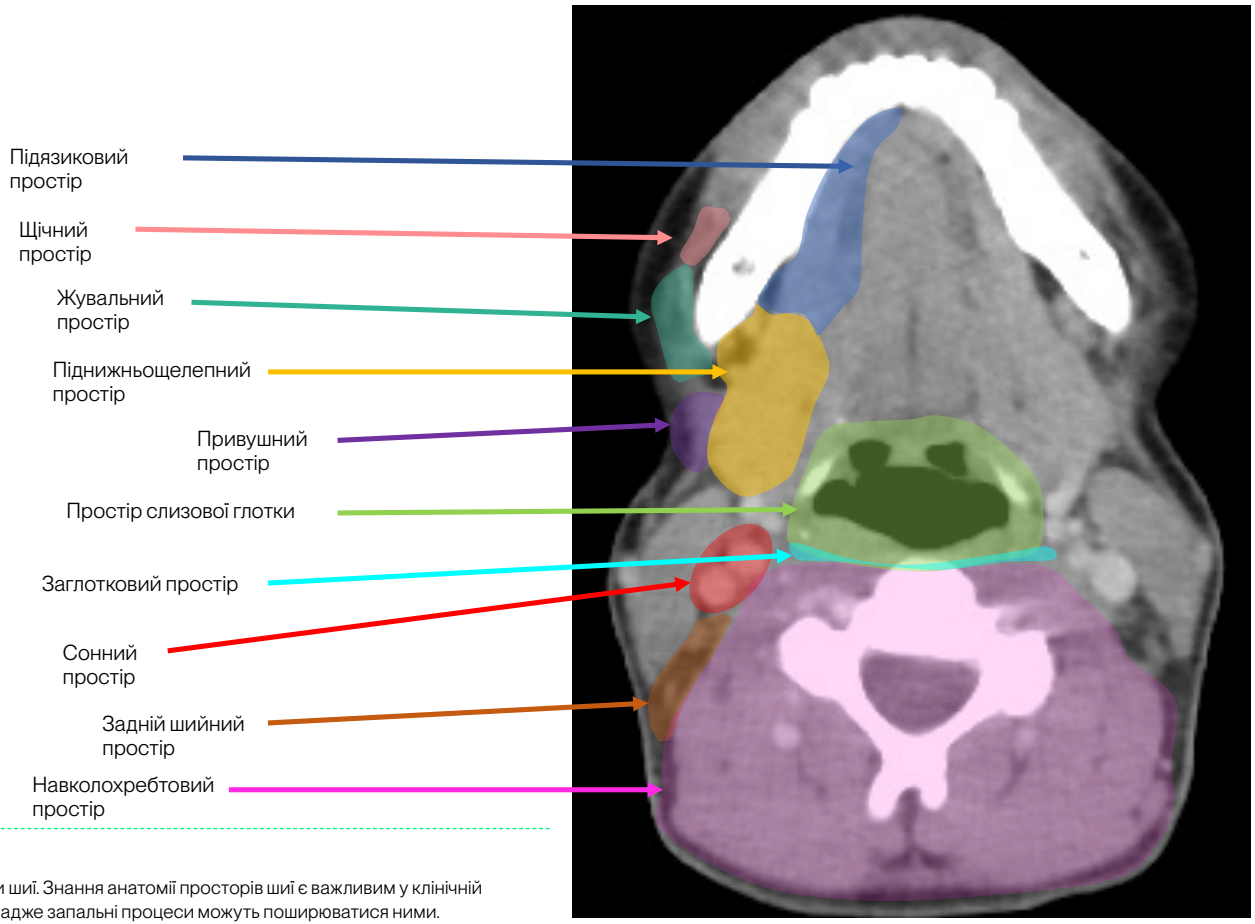


РИС. 19

Простори шиї. Знання анатомії просторів шиї є важливим у клінічній практиці, адже запальні процеси можуть поширюватися ними.

Комп'ютерна **Томографія**

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

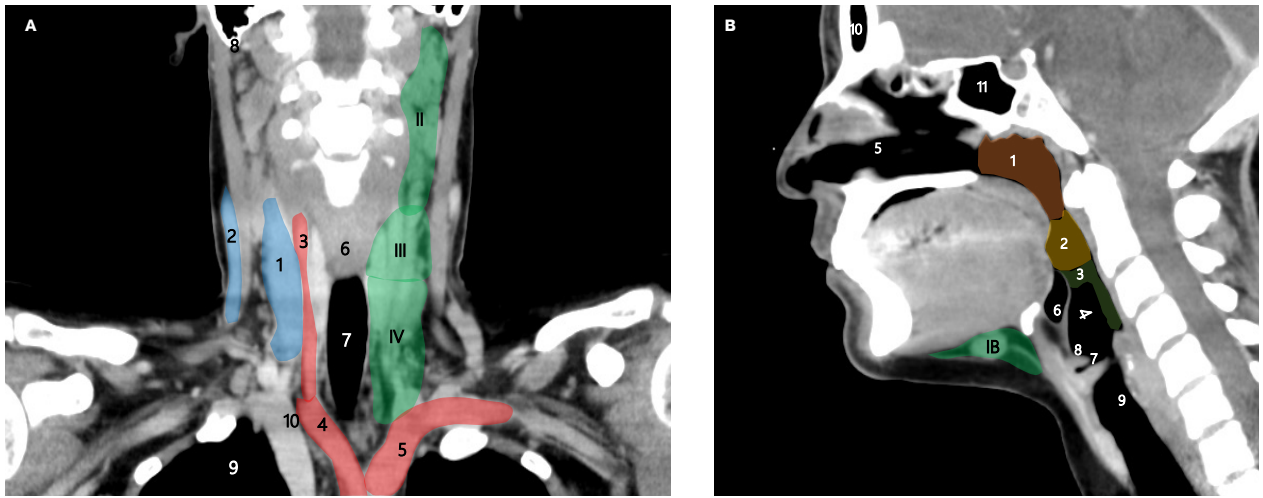


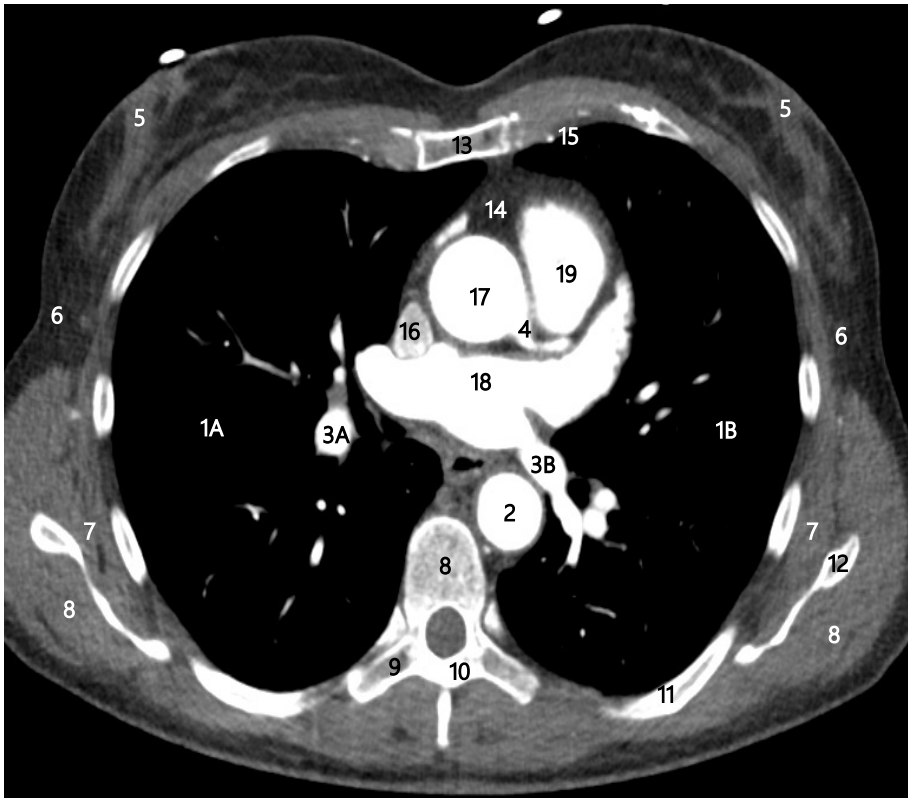
РИС. 20

Корональні та сагітальні реконструкції КТ-зображень. Через складність анатомії шиї, сагітальні та корональні реконструкції мають важливе значення для радіолога. На корональній реконструкції (A) візуалізуються кровоносні судин шиї та лімфатичні вузли II-IV рівнів. Сагітальна реконструкція (B) дозволяє краще оцінити різні частини глотки та гортані. Додатково відображено піднижньощелепний лімфатичний вузол (рівень IB).

Рисунок A: 1 = Права внутрішня яремна вена, 2 = Права зовнішня яремна вена, 3 = Права внутрішня сонна артерія, 4 = Плечо-головний стовбур, 5 = Ліва підключична артерія, 6 = Щитоподібна залоза (права частка), 7 = Трахея, 8 = Соскоподібний відросток, 9 = Верхівка правої легені, 10 = Права плечо-головна вена.

Рисунок B: 1 = Носова частина глотки, 2 = Ротова частина глотки, 3 = Гортанна частина глотки, 4 = Гортань, 5 = Носова порожнина, 6 = Надгортанний хрящ, 7 = Присінкова (вестибулярна) складка, 8 = Голосова складка, 9 = Трахея, 10 = Лобова пазуха, 11 = Клиноподібна пазуха.

Анатомія поперечних зрізів грудної клітки



<∞> ЛІТЕРАТУРА

> Див. розділ «Візуалізація органів грудної порожнини»

РИС. 21

Анатомія поперечних зрізів грудної клітки. У м'якотканинному вікні візуалізуються анатомічні структури середостіння. При інтерпретації зображень важливо враховувати м'язи та підшкірну жирову тканину.

1A = Права легеня, 1B = Ліва легеня, 2 = Низхідна частина аорта, 3A = Права легенева вена, 3B = Ліва легенева вена, 4 = Ліва вінцева (коронарна) артерія, 5 = Паренхіма грудної залози, 6 = Пахвова ділянка, 7 = Підлопатковий м'яз, 8 = Надостьовий м'яз, 9 = Поперечний відросток, 10 = Дуга хребця (ламіна/пластинка), 11 = Ребро, 12 = Лопатка, 13 = Груднина, 14 = Жирова тканина середостіння, 15 = Внутрішня грудна артерія, 16 = Верхня порожниста вена, 17 = Висхідна аорта, 18 = Ліве передсердя, 19 = Правий шлуночок

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

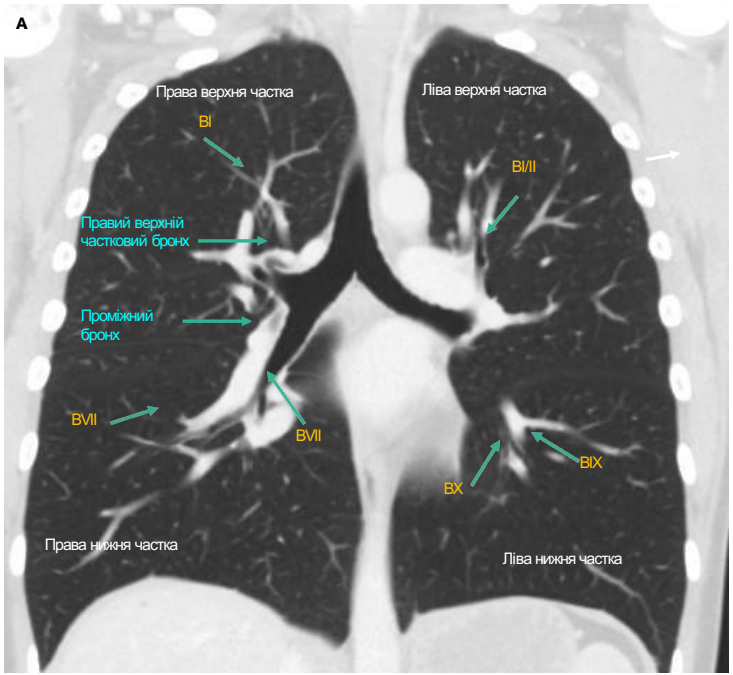


РИС. 22

Анатомія поперечних зрізів дихальної системи. У «легеневому» вікні під час КТ грудної клітки можна оцінити тканину легень (А) та бронхіальне дерево (В). Тонкі зрізи дозволяють точно оцінити сегментарні бронхина предмет внутрішньопросвітних патологій. Деякі сегменти бронхіального дерева позначені для прикладу на рис. А.

Комп'ютерна Томографія

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

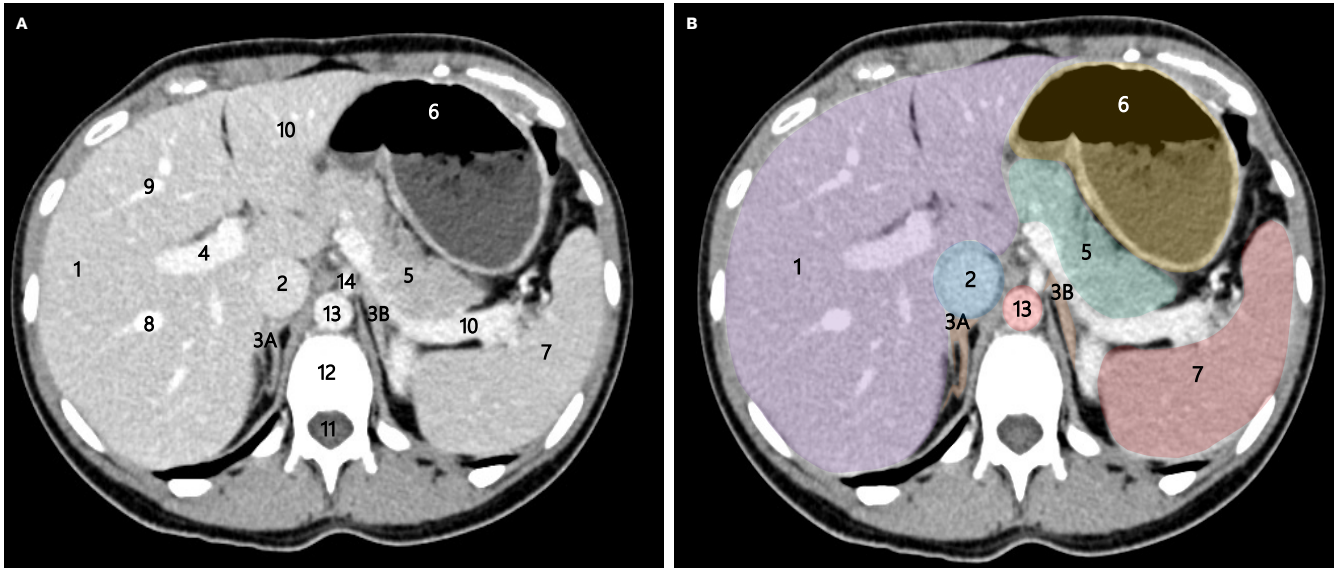


РИС. 23

Анатомія поперечних зрізів органів черевної порожнини. На аксіальному реконструйованому КТ-зображенні верхньої частини живота у порто-венозній фазі позначені основні кровоносні судини (A) та органи черева (B):

1 = Печінка, 2 = Нижня порожниста вена, 3A = Права надниркова залоза, 3B = Ліва надниркова залоза, 4 = Ворітна (портальна) вена, 5 = Підшлункова залоза, 6 = Шлунок, 7 = Селезінка, 8 = Права печінкова вена, 9 = Середня печінкова вена, 10 = Ліва печінкова вена, 11 = Хребтовий канал із спинним мозком, 12 = Поперекові хребці, 13 = Черевна частина аорта, 14 = Черевний стовбур.

Комп'ютерна Томографія

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

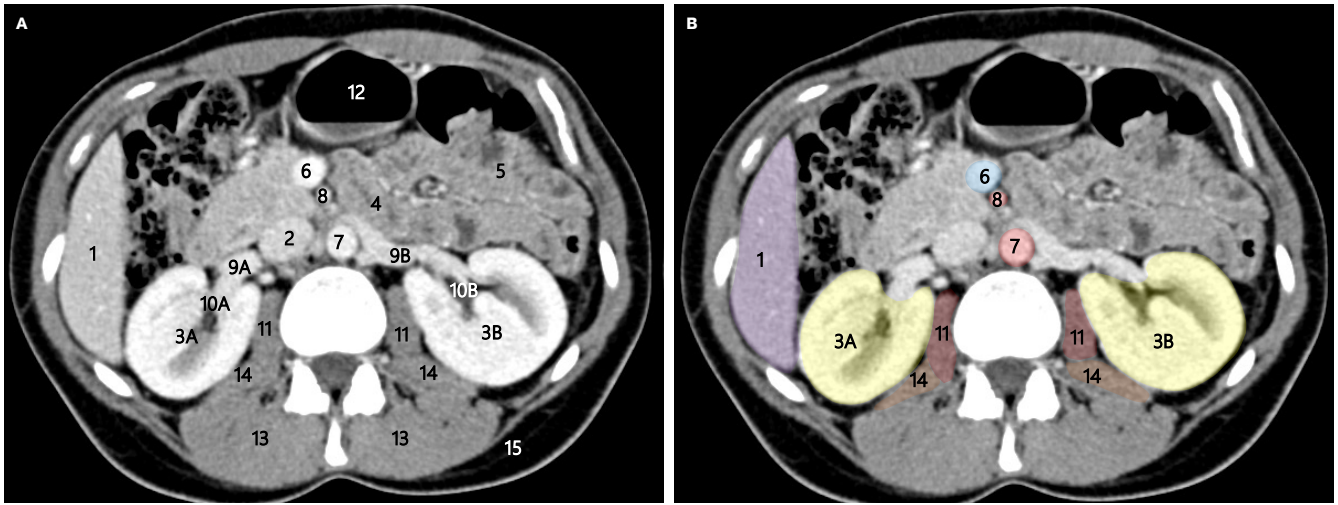
Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Анатомія органів черевної порожнини та таза



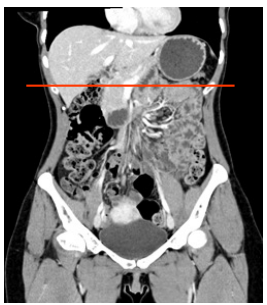


РИС. 24

Анатомія поперечних зрізів черевної порожнини. Аксіальний вигляд органів черевної порожнини. на рівні нирок: 1 = Печінка, 2 = Нижня порожниста вена, 3A = Права нирка, 3B = Ліва нирка, 4 = Дванадцятипала кишка, 5 = Порожня кишка, 6 = Верхня брижова вена, 7 = Черевна частина аорта, 8 = Верхня брижова артерія, 9A = Права ниркова вена, 9B = Ліва ниркова вена, 10A = Права ниркова миска, 10B = Ліва ниркова миска, 11 = Поперековий м'яз, 12 = Поперечна частина ободової кишки, 13 = М'яз-випрямляч хребта, 14 = Квадратний м'яз попереку, 15 = Грудо-поперекова фасція.

Комп'ютерна **Томографія**

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

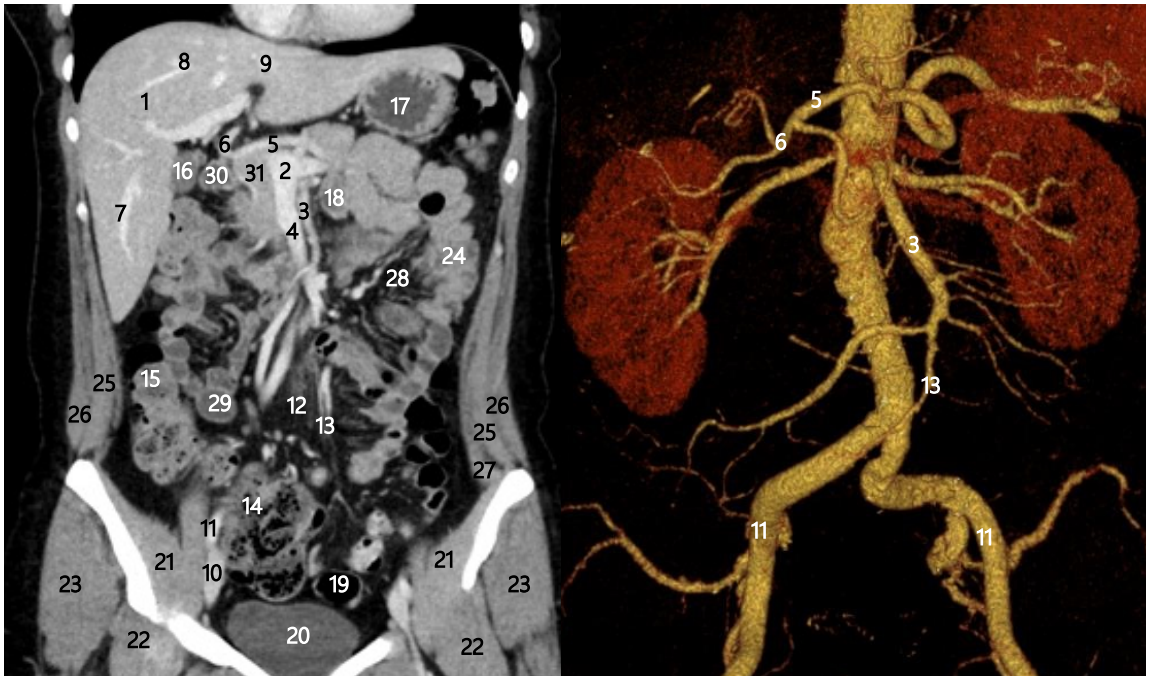


РИС. 25

Анатомія поперечних зрізів органів черевної порожнини. Корональні та 3D-реконструкції КТ-зображень можна використовувати для визначення патологій судин. 1 = Печінка, 2 = Ворітна вена, 3 = Верхня брижова артерія, 4 = Верхня брижова вена, 5 = Загальна печінкова артерія, 6 = Власна печінкова артерія, 7 = Права печінкова вена, 8 = Середня печінкова вена, 9 = Ліва печінкова вена, 10 = Зовнішня клубова вена, 11 = Зовнішня клубова артерія, 12 = Брижа, 13 = Порожнисті та клубові артерії, 14 = Сліпа кишка, 15 = Висхідна ободова кишка, 16 = Жовчний міхур, 17 = Шлунок, 18 = Дванадцятипала кишка, 19 = Сигмоподібна ободова кишка, 20 = Сечовий міхур, 21 = Клубовий м'яз, 22 = Клубово-поперековий м'яз, 23 = Середній сідничний м'яз, 24 = Низхідна ободова кишка, 25 = Внутрішній косий м'яз живота, 26 = Зовнішній косий м'яз живота, 27 = Поперечний м'яз живота, 28 = Брижа, 29 = Клубова кишка, 30 = Дванадцятипала кишка, 31 = Підшлункова залоза.

Комп'ютерна **Томографія**

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

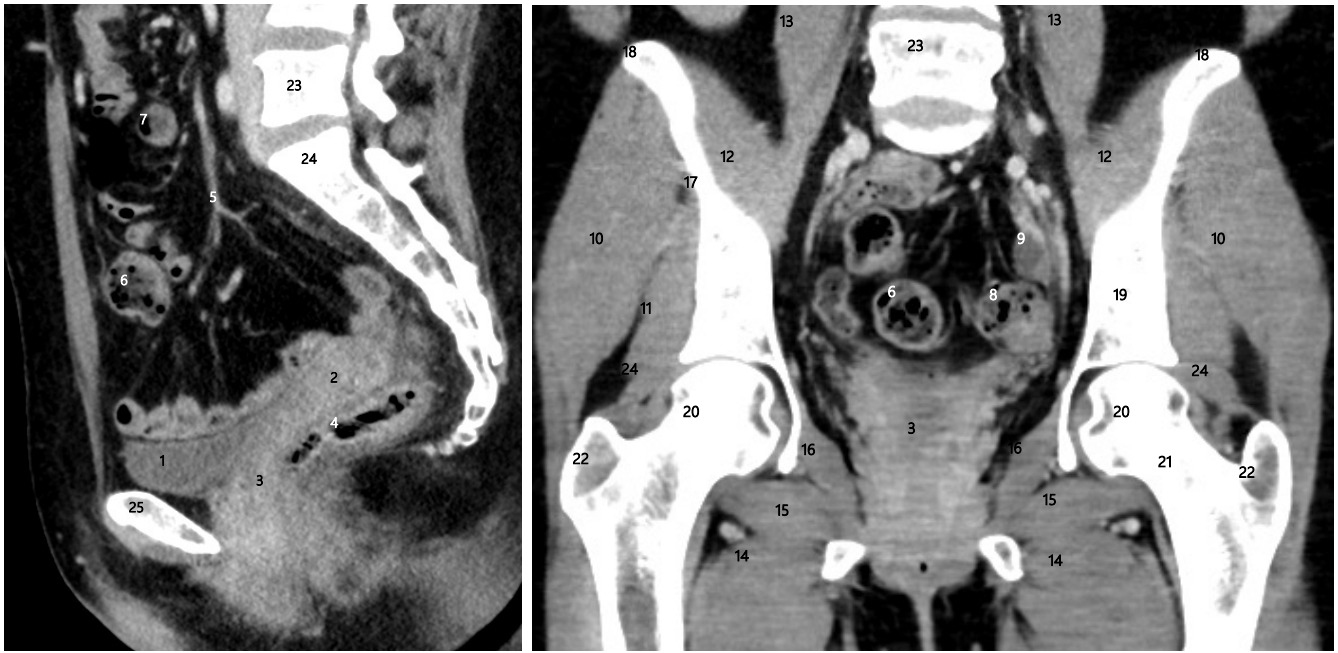


РИС. 26

Анатомія поперечних зрізів органів таза у жінки. Сагітальні (A) та корональні (B) реформатовані КТ- зображення органів таза. 1 = Сечовий міхур, 2 = Матка, 3 = Шийка матки, 4 = Пряма кишка, 5 = Гілки верхньої брижової артерії (порожньокишкові та клубові артерії), 6 = Клубова кишка, 7 = Порожня кишка, 8 = Сигмоподібна кишка, 9 = Лівий яєчник, 10 = Середній сідничний м'яз, 11 = Малий сідничний м'яз, 12 = Клубовий м'яз, 13 = Великий попере-ковий м'яз, 14 = Гребінний м'яз, 15 = Зовнішній затульний м'яз, 16 = Внутрішній затульний м'яз, 17 = Крило клубової кістки, 18 = Гребінь клубової кістки, 19 = Клубова кістка, 20 = Головка стегнової кістки, 21 = Шийка стегнової кістки, 22 = Великий вертлюг, 23 = Хребець L5, 24 = Крижова кістка.

Комп'ютерна **Томографія**

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

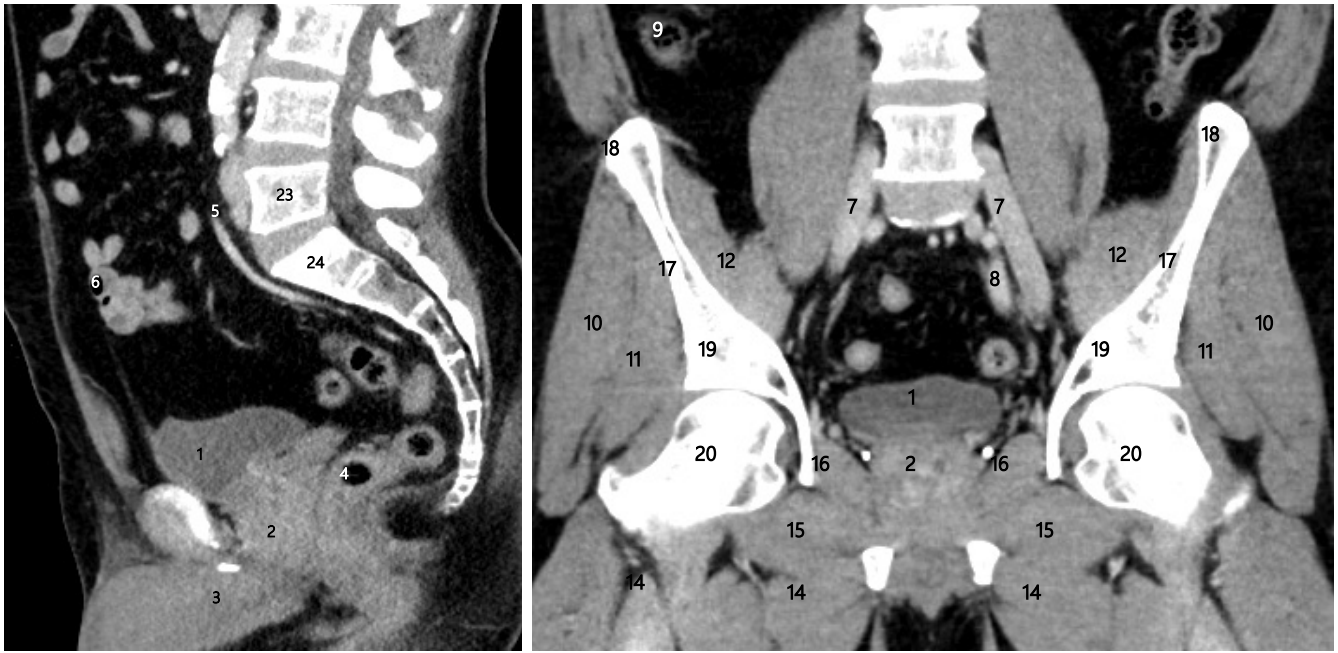


РИС. 27

Анатомія поперечних зрізів органів таза у чоловіка. Сагітальні (A) та корональні (B) реформатовані КТ- зображення органів таза. 1 = Сечовий міхур, 2 = Передміхурова залоза, 3 = Печеристі тіла, 4 = Пряма кишка, 5 = Внутрішня клубова артерія, 6 = Клубова кишка, 7 = Загальна клубова вена та артерія, 8 = Ліва внутрішня клубова вена, 9 = Висхідна частина ободової кишки, 10 = Середній сідничний м'яз, 11 = Малий сідничний м'яз, 12 = Клубовий м'яз, 13 = Великий поперековий м'яз, 14 = Гребінний м'яз, 15 = Зовнішній затульний м'яз, 16 = Внутрішній затульний м'яз, 17 = Крило клубової кістки, 18 = Гребінь клубової кістки, 19 = Клубова кістка, 20 = Головка стегнової кістки, 21 = Шийка стегнової кістки, 22 = Великий вертлюг, 23 = Хребець L5, 24 = Крижова кістка.

Комп'ютерна **Томографія**

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Основні тези

/ КТ є незамінним інструментом у сучасній медичній практиці, який зазнає значного технологічного розвитку.

/ Розуміння відмінностей в одиницях Гаунсфілда (HU) дозволяє диференціювати крововилив, кальцифікати та нормальну рідину.

/ Розуміння різних артефактів КТ та способів їх усунення є важливим для щоденної практики.

/ Розуміння основ анатомії поперечних зрізів є ключовим у щоденній клінічній практиці.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Література

/ https://radiopaedia.org/articles/pitch-ct (Last accessed 31.01.2023)

/ https://radiopaedia.org/articles/spatial-resolution-ct (Last accessed 31.01.2023)

/ https://radiopaedia.org/articles/contrast-resolution (Last accessed 31.01.2023)

/ https://radiopaedia.org/articles/iterative-reconstruction-ct (Last accessed 31.01.2023)

/ https://www.radiologycafe.com/frcr-physics-notes/ct-imaging/ct-image-quality/ (Last accessed 28.02.2023)

/ Padole A, Ali Khawaja RD, Kalra M, et al. CT radiation dose and iterative reconstruction techniques. AJR 2015; 204:W384-W392.

/ Silverman PM et al. (2001). Common Terminology for Single and Multislice Helical CT. American Journal of Roentgenology. 2001;176: 1135-1136

/ Atlı, E., et al. (2021). Radiation doses from head, neck, chest and abdominal CT examinations: an institutional dose report. Diagn Interv Radiol 27(1) 147-151.

/ Mayo-Smith, W. W., et al. (2014). How I do it: managing radiation dose in CT. Radiology 273(3) 657-672.

/ Willemink, M. J. and P. B. Noël (2019). The evolution of image reconstruction for CT-from filtered back projection to artificial intelligence. Eur Radiol 29(5) 2185-2195.

/ Zinsser, D., et al. (2018). Dose Reduction and Dose Management in Computed Tomography - State of the Art. Rofo 190(6) 531-541.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

<?> ПИТАННЯ

1 Що з переліченого щодо КТ-сканерів є вірним?

- ☐ 1-е покоління сканерів використовує множинні вузькі промені
- ☐ У 4-му поколінні сканерів Х-променева трубка та детектор обертаються навколо пацієнта
- ☐ 3-тє покоління сканерів є найпоширенішим типом сьогодні
- ☐ 2-е покоління сканерів має стаціонарне кільце детекторів

/ Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

1 Що з переліченого щодо КТ-сканерів є вірним?

- ☐ 1-е покоління сканерів використовує множинні вузькі промені
- ☐ У 4-му поколінні сканерів Х-променева трубка та детектор обертаються навколо пацієнта
- ■ 3-тє покоління сканерів є найпоширенішим типом сьогодні
- ☐ 2-е покоління сканерів має стаціонарне кільце детекторів

/ Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

<?> ПИТАННЯ

2 Яке з тверджень є правильним щодо двоенергетичних КТ (DECT) сканерів?

- ☐ Отримання зображення на двох високих енергетичних спектрах kV
- ☐ Дозволяють розділити матеріалів із подібним ослабленням (attenuation)
- ☐ Безпосередньо перетворюють Х-промені на заряджені частинки, на відміну від КТ з підрахунком фотонів
- ☐ Завжди мають лише одну трубку, яка швидко перемикається між низьким та високим енергетичним рівнем пучка

/ Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

2 Яке з тверджень є правильним щодо двоенергетичних КТ (DECT) сканерів?

- ☐ Отримання зображення на двох високих енергетичних спектрах kV
- ■ Дозволяють розділити матеріалів із подібним ослабленням (attenuation)
- ☐ Безпосередньо перетворюють Х-промені на заряджені частинки, на відміну від КТ з підрахунком фотонів
- ☐ Завжди мають лише одну трубку, яка швидко перемикається між низьким та високим енергетичним рівнем пучка

/ Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

<?> ПИТАННЯ

3 Яке з тверджень є правильним?

- ☐ Радіощільність води визначена як 0 одиниць Гаунсфілда (HU), а повітря – як -1000 HU.
- ☐ Спіральне сканування означає безперервне сканування з паузами руху столу стоп-і-рух.
- ☐ Крок >1 можна використовувати для швидшого сканування, але це зазвичай супроводжується вищою дозою опромінення.
- ☐ «Легеневе» вікно має ширину приблизно -160 до 240 HU і центр вікна 0 HU.

/ Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

3 Яке з тверджень є правильним?

- [x] Радіощільність води визначена як 0 одиниць Гаунсфілда (HU), а повітря – як -1000 HU.
- [ ] Спіральне сканування означає безперервне сканування з паузами руху столу стоп-і-рух.
- [ ] Крок >1 можна використовувати для швидшого сканування, але це зазвичай супроводжується вищою дозою опромінення.
- [ ] «Легеневе» вікно має ширину приблизно -160 до 240 HU і центр вікна 0 HU.

/ Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

<?> ПИТАННЯ

4 Яке з тверджень про вікно, ядро та товщину зрізу є правильним?

- ☐ Кісткове вікно найчастіше використовується для оцінки патологій м'яких тканин або легенів
- ☐ жорсткіший кернель (ядро) є основним параметром, що забезпечує кращу просторову роздільну здатність у поздовжньому напрямку
- ☐ Товщина зрізу 1 мм зазвичай використовується для оцінки черевної порожнини
- ☐ Зрізи 10 мм використовують для сканування вузлів легень і при ангіографічних дослідженнях

/ Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

4 Яке з тверджень про вікно, ядро та товщину зрізу є правильним?

- ☐ Кісткове вікно найчастіше використовується для оцінки патологій м'яких тканин або легенів
- ☐ жорсткіший кернель (ядро) є основним параметром, що забезпечує кращу просторову роздільну здатність у поздовжньому напрямку
- ☐ Товщина зрізу 1 мм зазвичай використовується для оцінки черевної порожнини
- ■ Зрізи 10 мм використовують для сканування вузлів легень і при ангіографічних дослідженнях

/ Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

<?> ПИТАННЯ

5 Краща просторова роздільна здатність досягається шляхом.....

- ☐ Використання ядра м'яких тканин замість ядер із підсиленням країв
- ☐ Збільшення масштабу
- ☐ Використання більшої фокальної плями
- ☐ Використання меншого детектора

/ Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

5 Покращення контрастної здатності КТ зображень досягається шляхом.....

- ☐ Використання ядра м'яких тканин замість ядер із підсиленням країв
- ☐ Збільшення масштабу
- ☐ Використання більшої фокальної плями
- ■ Використання меншого детектора

/ Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

<?> ПИТАННЯ

6 Покращення контрастної здатності КТ зображень досягається шляхом.....

- ☐ Збільшення кроку (pitch)
- ☐ Зменшення розміру детектора
- ☐ Зростання шуму
- ☐ Збільшення енергії пучка

/ Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

6 Покращення контрастної здатності КТ зображень досягається шляхом.....

- ☐ Збільшення кроку (pitch)
- ■ Зменшення розміру детектора
- ☐ Зростання шуму
- ☐ Збільшення енергії пучка

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ПИТАННЯ

7 Яке твердження є неправильними?

- ☐ Крок (pitch) визначається як відстань, яку проходить стіл за одне 360° обертання гентрі, поділена на ширину колімації пучка
- ☐ Крок (pitch) визначається як відстань, яку проходить стіл за одне 360° обертання гентрі, поділена на товщину зрізу
- ☐ Крок більше 1 можна використати для швидшого сканування та зниження дози опромінення, але за рахунок нижчої якості зображення
- ☐ Крок більше 1 можна використати для швидшого сканування, але за рахунок більшої дози опромінення

/ Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

7 Яке твердження є неправильними?

- ☐ Крок (pitch) визначається як відстань, яку проходить стіл за одне 360° обертання гентрі, поділена на ширину колімації пучка
- ■ Крок (pitch) визначається як відстань, яку проходить стіл за одне 360° обертання гентрі, поділена на товщину зрізу
- ☐ Крок більше 1 можна використати для швидшого сканування та зниження дози опромінення, але за рахунок нижчої якості зображення
- ■ Крок більше 1 можна використати для швидшого сканування, але за рахунок більшої дози опромінення

/ Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

КТ-сканер

Отримання зображень

Одиниці Гаунсфілда

Реконструкція зображень

Роздільна здатність зображень

Артефакти

Параметри дози

Анатомія поперечних зрізів

Основні тези

Література

Тестування

<?> ПИТАННЯ

8 Анатомічне розташування лімфатичних вузлів шиї можна описати за рівнями. Які з лімфатичних вузлів належать до рівня Ib?

- ☐ Нижні яремні лімфатичні вузли
- ☐ Піднижньощелепні лімфатичні вузли
- ☐ Потиличні лімфатичні вузли
- ☐ Верхні яремні лімфатичні вузли

/ Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

8 Анатомічне розташування лімфатичних вузлів шиї можна описати за рівнями. Які з лімфатичних вузлів належать до рівня Ib?

- ☐ Нижні яремні лімфатичні вузли
- ■ Піднижньощелепні лімфатичні вузли
- ☐ Потиличні лімфатичні вузли
- ☐ Верхні яремні лімфатичні вузли

EUROPEAN SOCIETY OF RADIOLOGY

Association of Radiologists of Ukraine

Весь використаний матеріал (включаючи інтелектуальну власність та елементи ілюстрацій) або походить від авторів, або автори мали право використовувати матеріал, відповідно до чинного законодавства або отримали ліцензію від власника авторських прав