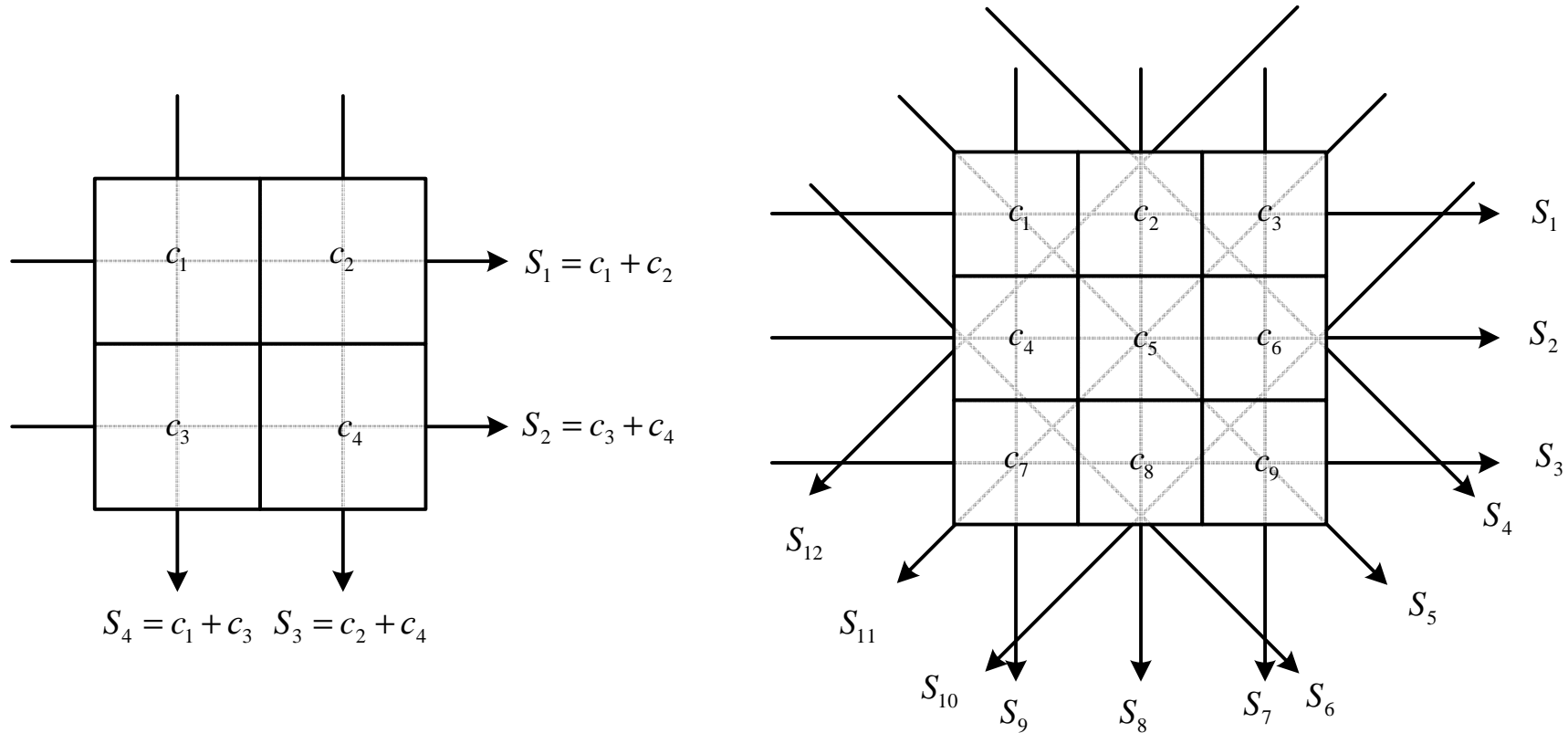


## Комп'ютерна томографія

# Шкали томографічних зображень

## Загальні положення

X-трубка (рентгенівська трубка) і детектори томографів утворюють систему, яка рухається по колу або спіралі щодо досліджуваного об'єкта. Пучок X-променів в результаті обертання трубки на 180 або 360 градусів кожного разу потрапляє на нові ділянки досліджуваного шару і, досягаючи детекторів, спричиняє появу електричного сигналу.



Чим більшої інтенсивності кванти X-випромінювання потрапляють на детектори, тим потужніший вихідний сигнал цих детекторів.

## Загальні положення

Для ідентифікації ділянок досліджуваного об'єкта шар, який виділяється під час томографії, розглядають як суму однакових об'ємів – **вокселів**.

Кожен воксел має певну проекцію на матриці комп'ютера, на якій фіксуються числові значення ступеня послаблення X-випромінювання (СТ-число, розраховане за рівнем електричних сигналів). Площинна проекція вокселів називається пікселами, сума яких формує візуальне зображення. Як і на рентгенограмі, ті ділянки, що значною мірою ослабили X-випромінювання, будуть світлими (кістки, ділянки заупнення), а ті ділянки, які незначно поглинули X-випромінювання (повітря, жирова тканина) будуть темними.

Вихідні сигнали детекторів попередньо обробляють, щоб компенсувати неоднорідності системи детекторів та коригувати артефакти, обумовлені підвищенням жорсткості випромінювання всередині тіла пацієнта. Дані, отримані після такого коригування та перетворення інтенсивності сигналу в значення послаблення X-променів, називають вихідними КТ-даними. Масив вихідних даних на томографах 3-го та 4-го поколінь складається з профілів послаблення випромінювання від 500 – 2300 проекцій для кожного оберту X-трубки на 360 градусів. У свою чергу, кожну проекцію складають 500 – 900 значень послаблень випромінювання. Реконструкція зображення з масиву вихідних даних створює масив даних зображення.

## Загальні положення

Реконструкція зображення розпочинається з вибору бажаного поля огляду. Для реконструкції використовують кожен промінь, який проходить через це поле огляду від трубки до детектора. Коефіцієнт послаблення для кожної точки зображення визначають шляхом усереднення значень послаблень для всіх променів, які перетинають цю точку (зворотна проекція – back projection). Проте цей тип невідфільтрованої зворотної проекції створює дуже нечітке зображення з розмитими контурами. Тому множину променів піддають математичній фільтрації з межовим підсиленням (конволюції). Тип цієї фільтрації визначається так званим кернелем конволюції (алгоритмом реконструкції). Після цього зворотні проекції відфільтрованих профілів зображення створюють чітке зображення.

Лінійна фільтрація даних зображень здійснюється шляхом математичних операцій, які завершуються конволюцією. При конволюції значення пікселів на виході обчислюють як зважену суму з сусідніми пікселями. Матрицю таких ваг називають кернелем конволюції. Відома вона також під назвою фільтр.

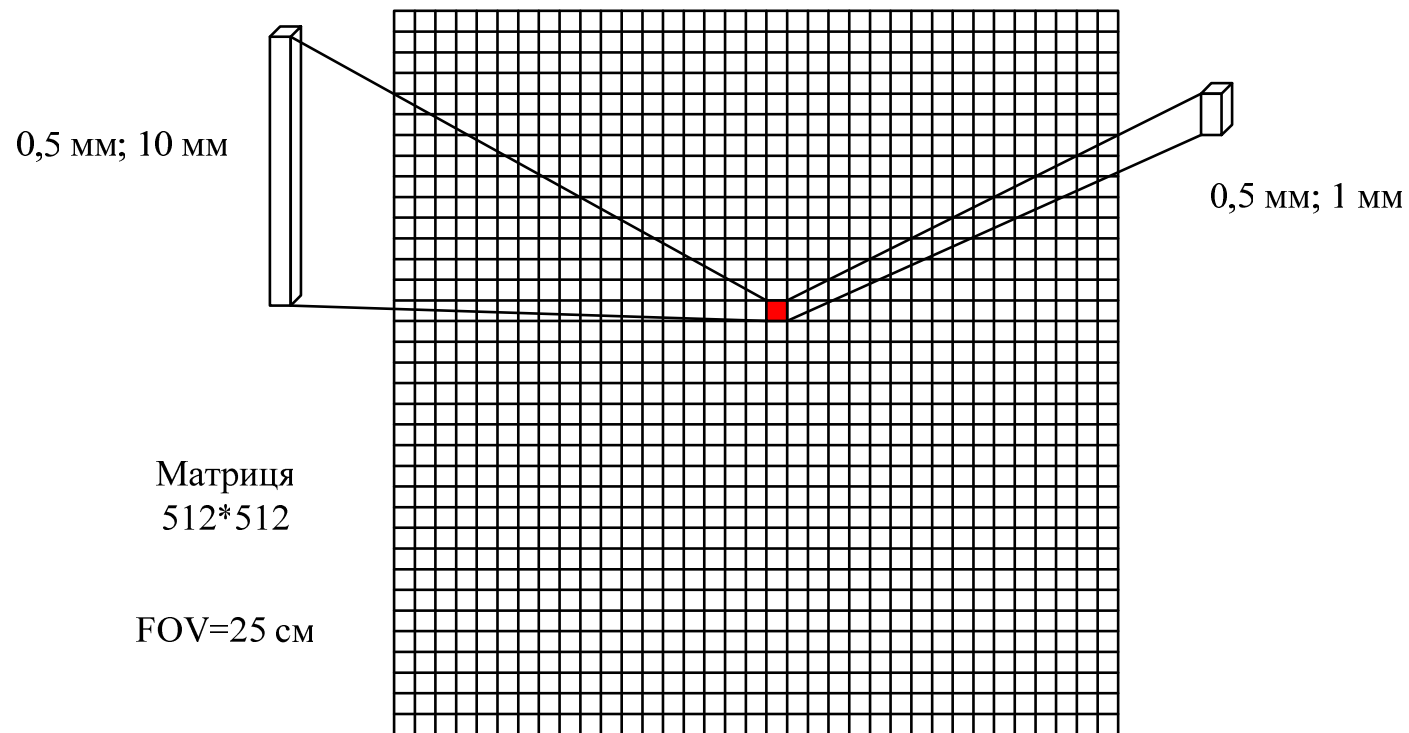
Алгоритм реконструкції, використовуваний для відфільтрованих зворотних проекцій (filtered back projection), визначає такі властивості реконструйованого КТ-зрізу, як просторове розрізнення та шуми у зображенні, та може змінюватись від м'якого (згладжувального) до різкого (підсилювального).

## Загальні положення

Томографи 3-го та 4-го поколінь відрізняються способом, у який значення послаблень об'єднують у віялоподібні проекції. Томографи 3-го покоління використовують віяло від одного положення трубки до детекторі, тоді як томографи 4-го покоління приймають дані, зібрані одним детектором від різних положень трубки, та об'єднують їх у проекції.

## Матриця зображення та поле огляду

КТ-зображення складаються з квадратної матриці зображень розміром від  $256 \times 256$  до  $1024 \times 1024$  елементів зображення чи пікселів. Оскільки КТ-зріз має кінцеву товщину, кожен піксель у зображенні є маленьким елементом об'єму – вокселем (див. попередні слайди). Значення вокселя залежить від значення матриці, вибраного поля огляду (Field Of View – FOV) та товщини шару – рисунок.



Пікселі у КТ-матриці

## Матриця зображення та поле огляду

Для більшості КТ-досліджень воксель має форму сірника: розміри пікселя, виміряні у площині xOy у 10-20 разів менші за товщину шару, виміряну уздовж вісі z. Цю анізотропію вокселя можна зменшити лише шляхом зменшення товщини шару. Лише застосовуючи мультиспіральну КТ (МСКТ), можна отримати практично ізотропні вокселі для великої ділянки тіла.

Фактично *матриця зображення* (image matrix), яку реконструюють з вихідних даних, може відрізнитись від *матриці дисплея* (display matrix), з якої зображення виводяться на екран чи роздруковують на плівку. Попри те, що зазвичай ці матриці ідентичні, для покращення зображення можна вибрати матрицю дисплея більших розмірів.

Для реконструкції зображень не обов'язково використовувати дані усього поперечного перерізу і можна реконструювати поле огляду (FOV) обмежених розмірів з вихідних даних. Це поле огляду характеризують або його розмірами у міліметрах, або *фактором зуму* (zoom factor) – збільшення відносно максимального поля, доступного на даному томографі. Деякі виробники називають його *поле огляду реконструкції* (Reconstruction Field Of View - RFOV), щоб відрізнити його від *поля огляду дисплея* (Display Field Of View - DFOV), яке можна вибрати з першого поля та збільшити для дисплея на моніторі. Зазвичай таке збільшене зображення менш чітке, ніж реконструйоване прямо з вихідних даних, оскільки воно використовує лише частину даних зображення, а не всю інформацію, що міститься у масиві вихідних даних.

## Матриця зображення та поле огляду

Поле огляду реконструкції та дисплея потрібно відрізнити від поля огляду сканування (**S**can **F**ield **O**f **V**iew - SFOV), доступного на деяких томографах. SFOV – зменшена локалізована у центрі область, з якої збирають дані, що може збільшити темп вибірки і, тим самим, покращити, просторову роздільну здатність. Зазвичай такий прийом використовують при обстеженнях кінцівок, хребта чи ділянок голови, шиї. Оскільки для зменшеного SFOV використовують віялоподібний пучок з меншим кутом, то така практика дозволяє зменшити опромінення тієї ділянки тіла, яка перебуває поза SFOV. З цієї причини зменшене SFOV використовують у деяких томографах для зменшення променевого навантаження при МСКТ серця.



## Шкала Хаунсфілда

Під час реконструкції зображення кожному вокселю приписують числові значення відповідно до ступеня послаблення випромінювання у цьому вокселі.

На рентгенограмі людське око розрізняє лише 16 градацій сірого кольору, на КТ їх розрізняють понад 1000. Людина ж здатна розрізнити максимум 60 – 80 градацій сірого. Значення послаблення, яке відповідає щільності тканин, розраховують за шкалою Хаунсфілда (шкала КТ-чисел).

На цій шкалі щільність води прийнято за нульову точку (0), щільність повітря -1000, а кістки +1000.

Для зменшення залежності від енергії випромінювання та отримання зручних кількісних оцінок, одиниці Хаунсфілда (Hounsfield units (HU), CT value) визначають так:

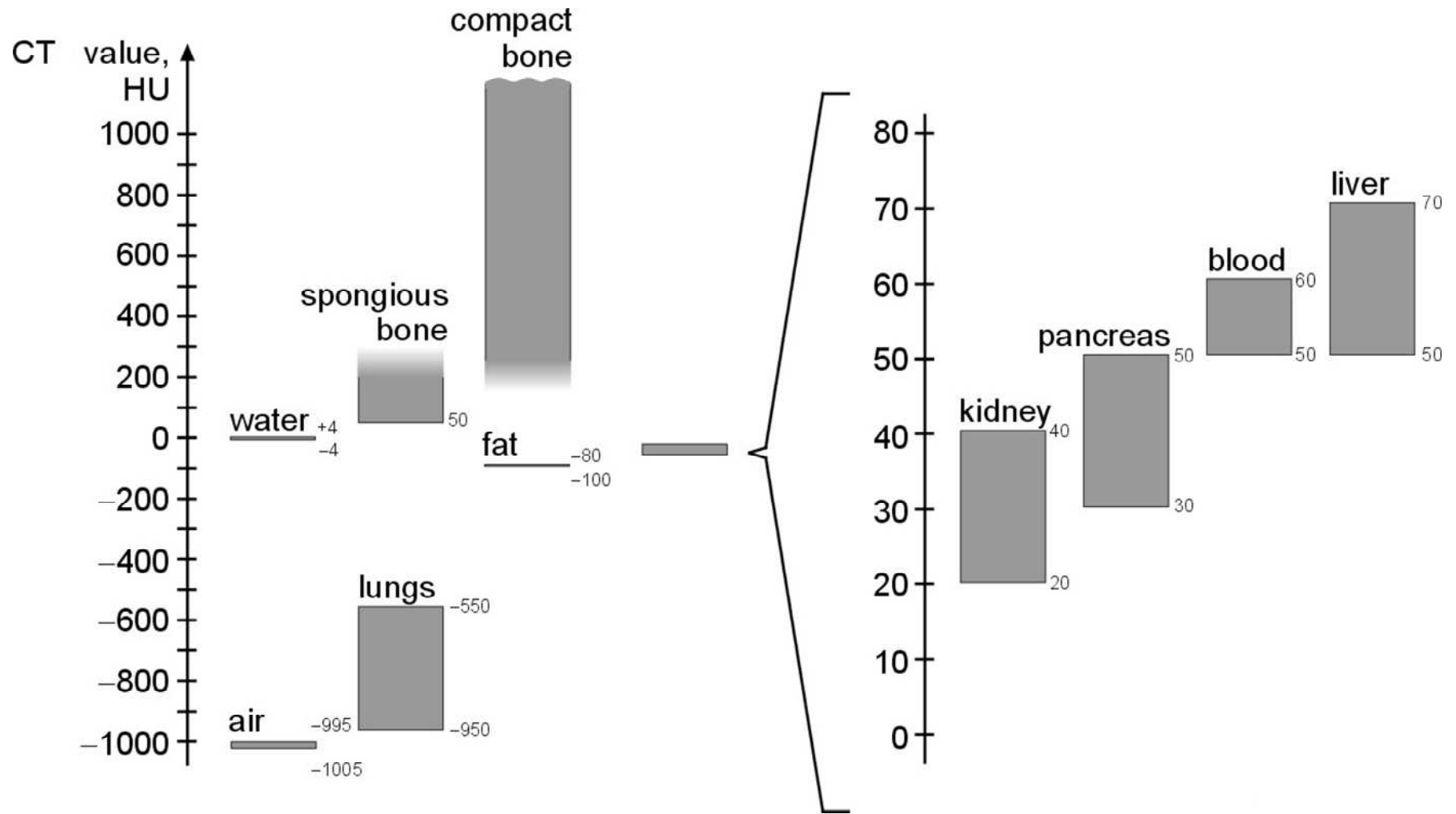
$$\text{CT value} = \frac{\mu_T - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \cdot 1000, \text{ HU},$$

де  $\mu_T$  - коефіцієнт послаблення у заданому середовищі;

$\mu_{\text{water}}$  - коефіцієнт послаблення води.

КТ-числа води та повітря не залежать від енергії X-випромінювання, тому ці точки фіксовані. Для додатніх значень ця шкала верхнього значення не має. Наприклад, для медичних томографів може становити до +3071 HU.

# Шкала Хаунсфілда



Шкала Хаунсфілда

## Шкала Хаунсфілда

**Вікно** – певна частина повного діапазону значень коефіцієнта послаблення, яка відповідає перепаду значення яскравості дисплея від білого до чорного.

**Ширина вікна (W)** – значення різниці найбільшого та найменшого коефіцієнтів послаблення, яка відповідає вказаному перепаду яскравості.

**Положення вікна (центр вікна, C)** – значення коефіцієнта послаблення, яке відповідає середині вікна і яке вибирається з умови найкращого спостереження густин певної групи тканин.

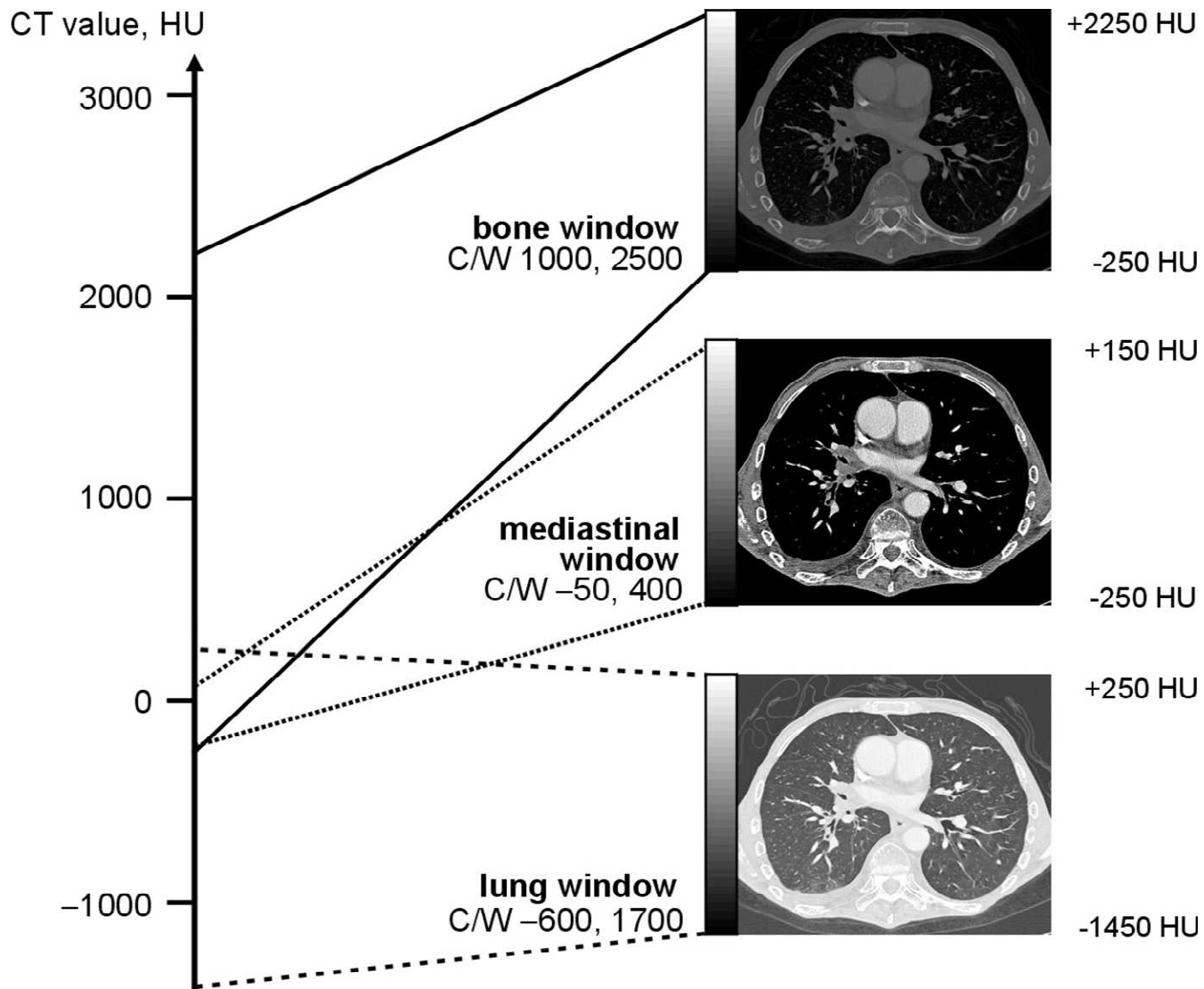
*Приклади:*

м'якотканинне вікно (центр +40 HU, ширина вікна 350...500 HU) – використовують для вивчення паренхіматозних органів, середостіння тощо;

легеневе вікно (центр –700... –800 HU) – використовують для вивчення легеневої паренхіми;

кісткове вікно (центр +150...+350 HU, ширина вікна 1000...2000 HU) – використовують для вивчення скелета.

# Шкала Хаунсфілда



Ілюстрація впливу параметрів C, W на якість томографічного зображення 12