

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ

Л.О. Авер'янова, О.Г. Аврунін,
В.П. Старенький, М.Ю. Тимкович

СИСТЕМИ
РЕНТГЕНІВСЬКОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ

Навчальний посібник
для студентів медико-технічних спеціальностей

Харків 2025

УДК 621.386

*Рекомендовано до друку рішенням Вченої ради
Харківського національного університету радіоелектроніки
(протокол № 2/3 від 04.02.2025 р.)*

Авер'янова Л.О., Аврунін О.Г., Старенький В.П., Тимкович М.Ю.
Системи рентгенівської візуалізації: навчальний посібник для студентів
медико-технічних спеціальностей / Л.О. Авер'янова, О.Г. Аврунін,
В.П. Старенький, М.Ю. Тимкович. – Харків: ХНУРЕ, 2025. 156 с.

ISBN 978 966-659-379-8

Розглядаються принципи побудови рентгенівських систем візуалізації та особливості формування рентгенівських зображень для різних галузей клінічного застосування. Посібник рекомендований студентам, а також технічним і медичним фахівцям з метою навчання, підвищення кваліфікації та вдосконалення практичної підготовки в галузі медичної візуалізації.

ISBN 978 966-659-379-8

- © Л.О. Авер'янова, О.Г. Аврунін,
В.П. Старенький, М.Ю. Тимкович, 2025
- © Харківський національний університет
радіоелектроніки, 2025

**Присвячується
пам'яті сина нашого університету,
Героя України
Андрія Пільщикова (*Juice*)**



ЗМІСТ

Список скорочень	7
Вступ	8
1 Основи рентгенівської візуалізації	9
1.1 Історичні факти	9
1.2 Фізичні принципи рентгенівської візуалізації	13
1.3 Взаємодія рентгенівського випромінювання з речовиною	18
1.4 Засоби захисту від рентгенівського випромінювання	23
1.5 Контрольні запитання до розділу 1	28
2 Будова рентгенівського апарату	29
2.1 Технічна характеристика рентгенівського апарату	29
2.2 Будова випромінювача рентгенівського апарату	33
2.2.1 Рентгенівська трубка	33
2.2.2 Засоби формування рентгенівського пучка	39
2.3 Принципи формування рентгенівського зображення	45
2.3.1 Вплив джерела випромінювання	45
2.3.2 Вплив об'єкту зйомки	49
2.3.3 Вплив детектора випромінювання	52
2.4 Системи відтворення рентгенівського зображення	54
2.4.1 Системи відтворення рентгенівського зображення з проміжними носіями інформації	56
2.4.2 Системи відтворення рентгенівського зображення в режимі реального часу	59
2.5 Блок живлення рентгенівського апарату	65
2.6 Блок управління рентгенівським апаратом	69
2.7 Спеціалізовані медичні рентгенівські системи	72
2.8 Контрольні запитання до розділу 2	77
3 Будова рентгенівської комп'ютерної томографічної системи ..	79
3.1 Історичні факти	79
3.2 Будова РКТ-системи	83

3.3	Покоління систем РКТ	88
3.4	Розміщення РКТ-системи та процедура сканування.....	93
3.5	Контрольні запитання до розділу 3.....	96
4	Принципи реконструкції КТ-зображень.....	97
4.1	Отримання проєкційних даних	97
4.2	Реконструкція КТ-зображення.....	102
4.2.1	Аналітичні методи реконструкції.....	104
4.2.2	Ітераційні методи реконструкції.....	110
4.3	Мультипланарна КТ-реконструкція.....	112
4.4	Подання КТ-зображення у числах Хаунсфілда	114
4.5	Артефакти КТ-зображень.....	116
4.6	Подання КТ-зображень у стандарті DICOM	119
4.7	Контрольні запитання до розділу 4.....	125
5	Прикладні аспекти застосування рентгенівської комп'ютерної томографії	126
5.1	Застосування РКТ у стереотаксичній нейрохірургії.....	126
5.2	Застосування РКТ у пластичній хірургії обличчя	131
5.3	Застосування РКТ у реконструктивній хірургії черепа.....	135
5.4	Застосування РКТ у плануванні променевої терапії	138
5.5	Застосування РКТ у функціональній діагностиці.....	141
5.6	Застосування РКТ у ветеринарії	145
5.7	Контрольні запитання та завдання до розділу 5	147
	Перелік джерел посилання	148

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

ІВ	– іонізуюче випромінювання (IR)
ДІВ	– джерело іонізуючого випромінювання
РКТ	– рентгенівська комп'ютерна томографія (КТ, СТ)
РЗ	– рентгенівське зображення
НРБУ	– Норми радіаційної безпеки України
МЕК	– Міжнародна електротехнічна комісія (IEC)
РБ	– радіаційна безпека
ШФВ	– шкірно-фокусна відстань
РБЖ	– рентгенівський блок живлення
HVL	– шар половинного ослаблення, <i>Half-Value Level</i>
РЕОП	– рентгенівський електронно-оптичний перетворювач
DQE	– квантова ефективність детектора
FWHM	– повна ширина на половині максимуму
DSA	– цифрова субтракційна ангіографія
ART	– технологія алгебраїчної реконструкції
МІР	– мультипланарна реконструкція
НУ	– число Хаунсфілда

ВСТУП

Системи рентгенівської візуалізації – це найширший клас електронних медичних систем візуалізації (понад 50% від загалу), що застосовуються для отримання рентгенівських зображень біологічних об'єктів з метою діагностики, планування та проведення лікування, оцінювання його результатів. Рентгенівські методи діагностики продовжують бути найбільш поширеними у світі: понад 60% отримуваних діагностичних зображень є рентгенівськими.

Ера рентгенівської візуалізації розпочалась 1895 р. з відкриття В.-К. Рентгеном ікс-променів, пізніше названих на його честь. У ХХ ст. на основі класичної рентгенівської візуалізації (*рентгенографія та рентгеноскопія*) була розроблена ціла низка нових методів – *ангіографія, мамографія* та якісно новий, революційний метод *рентгенівської комп'ютерної томографії* (РКТ).

Рентгенівське зображення – це сумаційне проєкційне зображення анатомічних структур організму, утворене внаслідок проходження крізь них рентгенівського випромінювання. Рентгенівське зображення геометрично є прямою проєкцією структури об'єкта в площині детектора, фізично ж є відтворенням просторового розподілу ступеня ослаблення рентгенівського випромінювання внаслідок різних ефектів його взаємодії з досліджуваним об'єктом.

На відміну від класичного рентгенівського зображення, рентгенівська комп'ютерна томограма відтворює будову тіла в поперечному перерізі завдяки застосуванню спеціальних систем кругового сканування та програмних засобів обчислювальної реконструкції зображення внутрішніх структур тіла в перерізі з можливістю його подальшої віртуальної об'ємної візуалізації.

У посібнику розглядаються фізичні основи, методи та принципи побудови базових систем рентгенівської візуалізації, які застосовуються в сучасній медицині.

1 ОСНОВИ РЕНТГЕНІВСЬКОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ

1.1 Історичні факти

Рентгенівська візуалізація застосовується у світі вже понад 100 років і є основним неінвазивним методом зображення анатомічних структур. Початком ери рентгенівської візуалізації є відкриття видатним німецьким фізиком Вільгельмом Конрадом Рентгеном досі невідомого випромінювання, факти про яке він оприлюднив 28 грудня 1895 р. у статті «Про новий вид променів». Завдяки цьому відкриттю Рентген став першим Нобелівським лауреатом з фізики (1901 р.) та творцем унікального методу «наскрізної» проєкційної променевої візуалізації об'єктів, відомого нині як *рентгенографія* (рис. 1.1). Відкриття В.-К. Рентгеном *ікс-променів* та подальші дослідження довели можливість отримання за допомогою цих променів «прозорого» зображення тіла людини та вивчення його внутрішньої будови за таким зображенням [1, 2].



Рисунок 1.1 – Вільгельм Конрад Рентген (1845–1923 рр.) та отримане ним зображення руки дружини Анни (22.12.1895 р.)

Паралельно з Рентгеном ґрунтовні дослідження ікс-променів проводив Іван Пулюй – видатний австро-угорський фізик українського походження, професор Німецької вищої технічної школи в Празі, відомий оригінальними дослідженнями катодних та ікс-променів (рис. 1.2). Науковий доробок І. Пулюя став підґрунтям для поглибленого вивчення нового, невідомого раніше виду випромінювання іншими вченими, зокрема Рентгеном. Хоча І. Пулюй впритул наблизився до відкриття цих променів, проте, ознайомившись з результатами досліджень Рентгена, визнав пріоритет відкриття за ним [3]. І. Пулюй зробив перший знімок повного людського скелета.

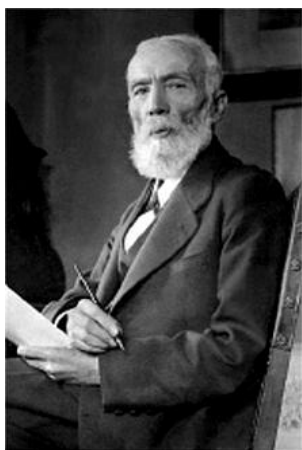


Рисунок 1.2 – Іван Павлович Пулюй (1845–1918 рр.) та отримане ним зображення руки доньки Наталі (1895 р.)

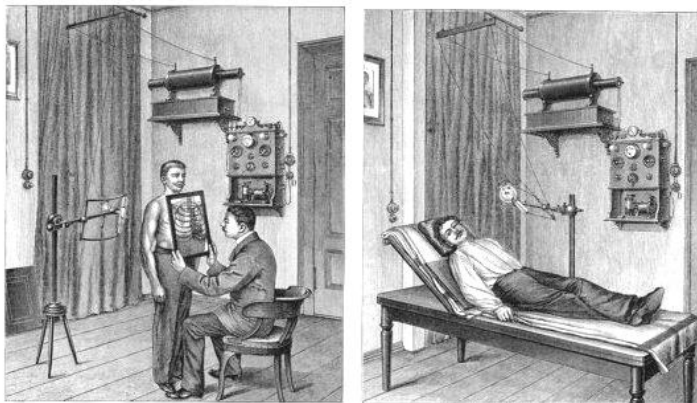
Примітивні погляди на рентгенівські дослідження (рис. 1.3) з часом поступились їх глибокому теоретичному осмисленню та широкому практичному застосуванню в медицині (рис. 1.4).

Подальше вдосконалення рентгенівської техніки та поява рентгеноконтрастних речовин дали медичним радіологам шанс досліджувати функціональний стан окремих органів і систем.



Рисунок 1.3 – Реклама застосування ікс-променів на початку XX ст.

Röntgen-Apparate I.



а)



б)

Рисунок 1.4 – Рентгенівські дослідження на початковому етапі:
 а – рентгеноскопія та рентгенографія (1899 р.); б – рентгеноскопія
 в санітарному автомобілі часів Першої Світової війни

З історії впровадження рентгенівських технологій на території нинішньої України відомо, що перший рентгенівський кабінет у Києві почав роботу 1898 р. в лікарні Покровського жіночого монастиря. У медичних установах Харкова вже 1901 р. налічувалось п'ять рентгенакабінетів [4]. Станом на 1919 р. у лікарнях України працювало близько 70 рентгенівських кабінетів. Державна ж система рентгенологічної допомоги населенню України була започаткована завдяки зусиллям видатного харківського лікаря С. Григор'єва, який ініціював створення Всеукраїнської рентгенівської академії та очолив її 1920 р. (рис. 1.5). Правонаступником рентгенакадемії став визнаний у світі науково-клінічний центр – Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН України. Також 1920 р. постановою Раднаркому УРСР Центральна станція рентгенології Києва була реорганізована в Київський науково-дослідний рентгенорадіологічний та онкологічний інститут (нині Національний інститут раку МОЗ України).



Рисунок 1.5 – Історичні фото Всеукраїнської рентгенакадемії та лікаря-рентгенолога С. Григор'єва

Нині в лікувально-профілактичних установах України функціонує понад 3 тис. рентгенівських відділень і кабінетів, у яких застосовуються понад 10 тис. рентгенівських апаратів різних типів.

1.2 Фізичні принципи рентгенівської візуалізації

Рентгенівські промені (ікс-промені) – це вид електромагнітного випромінювання, що виникає від різкого гальмування руху швидких електронів у речовині. Довжина хвилі цих променів змінюється в межах $0,01 \div 10$ нм (табл. 1.1).

Таблиця 1.1 – Співвідношення енергії, частоти, довжини хвилі рентгенівського випромінювання [5]

Енергія фотона		Частота електромагнітної хвилі, Гц	Довжина хвилі, $\times 10^{-9}$ м
еВ	Дж		
1 кеВ	$1,602 \times 10^{-16}$	$2,418 \times 10^{17}$	1,240
10 кеВ	$1,602 \times 10^{-15}$	$2,418 \times 10^{18}$	0,124
100 кеВ	$1,602 \times 10^{-14}$	$2,418 \times 10^{19}$	0,0124

Для генерації рентгенівського випромінювання використовують спеціальні електронно-вакуумні прилади – рентгенівські трубки (див. розділ 2). Між катодом і анодом рентгенівської трубки створюється потужне прискорювальне електричне поле, під дією якого вивільнені електрони рухаються від катода до анода зі швидкістю V . Кінетична енергія електронів, яку вони набувають в електричному полі рентгенівської трубки, визначається різницею потенціалів U_a прискорювального поля між катодом і анодом

$$\frac{mV^2}{2} = eU_a. \quad (1.1)$$

У процесі візуалізації організму людини із застосуванням рентгенівського випромінювання його фізичні параметри обмежуються з огляду на властивості біологічних тканин. Діапазон значень U_a для медичних рентгенографічних трубок становить $20 \div 140$ кВ. Відповідно, діапазон швидкостей електронів становитиме $10^8 \div 2 \cdot 10^8$ м/с. За таких швидкостей співударання електронів з активною поверхнею анода (мішенню) призводить до їх різкого гальмування та втрати енергії, внаслідок чого з

поверхні мішені випромінюються рентгенівські промені. При цьому лише близько 1% енергії електронів перетворюється в енергію рентгенівських квантів (фотонів), решта ж переходить у теплову, що призводить до розігріву анода до понад 2000°C. Ефективність генерування рентгенівського випромінювання визначається атомним номером матеріалу анода Z та анодною напругою U_a (кВ):

$$EГ \approx U_a (\text{кВ}) \cdot Z \cdot 10^{-6}.$$

Найчастіше в медичних рентгенівських трубках як матеріал мішені застосовується вольфрам, що забезпечує більшу ефективність перетворення енергії електронів у енергію рентгенівських фотонів та витримує значні термічні навантаження (табл. 1.2, 1.3).

Таблиця 1.2 – Фізичні параметри матеріалів мішені [6]

Матеріал мішені	Атомний номер Z	Температура плавлення, °C	Лінії характеристичного спектра за умови U_a , кВ		
			$K_{\alpha 1}$	$K_{\alpha 2}$	$K_{\beta 1}$
Вольфрам	74	3422	59,32	57,98	67,24
Родій	45	1963	20,22	20,07	22,72
Молибден	42	2623	17,48	17,37	19,61

Таблиця 1.3 – Діапазони енергій та мішені рентгенівських трубок для медичних досліджень [5]

Метод дослідження	U_a , кВ	Мішень	E , кеВ
Мамографія	26÷30	родій (Rh), молибден (Mo)	20
Дентальна рентгенографія	60	вольфрам (W)	30
Загальна рентгенографія	50÷140	вольфрам (W)	40
РКТ	80÷140	вольфрам (W)	60

Механізми та ступінь втрати електронами кінетичної енергії за умови взаємодії з мішенню є різними (рис. 1.6), отже, рентгенівські фотони, що випромінюються, вочевидь мають також

неоднакову енергію. Тому рентгенівське випромінювання має суцільний спектр енергій E

$$E = \sum_{i=1}^n h \frac{c}{\lambda_i}, \quad (1.2)$$

де h – стала Планка;

c – швидкість світла у вакуумі;

λ – довжина хвилі випромінювання.

Спектр рентгенівського випромінювання загалом є неперервним (поліхроматичним) з ділянками характеристичного (монохроматичного) спектра (рис. 1.7, а). Спектральні криві обмежені з боку коротких хвиль деякою найменшою довжиною хвилі λ_{min} (короткохвильова межа спектра), а форма цих кривих залежить лише від змін анодної напруги.

Характеристичний спектр є лінійчастим і являє собою серію піків, що накладаються на криву неперервного спектра. Позиція цих піків на спектральній кривій залежить лише від структури атомів речовини мішені (рис. 1.7, б).

Неперервний спектр гальмівного рентгенівського випромінювання відповідно до хвильових уявлень не має бути обмеженим. Проте наявність межі λ_{min} можна пояснити, якщо застосовувати квантові уявлення про рентгенівські промені.

Максимальна енергія $h\nu_{max}$ рентгенівського фотона (1.2), утвореного внаслідок перетворення енергії прискореного електрона, не може перевищувати цієї енергії (1.1), тобто

$$E_{max} = h \cdot \nu_{max} \leq e \cdot U_a, \quad (1.3)$$

де e – заряд електрона;

ν_{max} – гранична частота рентгенівського спектра.

Переходячи у (1.3) від частоти до довжини хвилі, маємо

$$\lambda_{min} = \frac{c}{\nu_{max}} = \frac{ch}{E_m} = \frac{ch}{eU_a}. \quad (1.4)$$

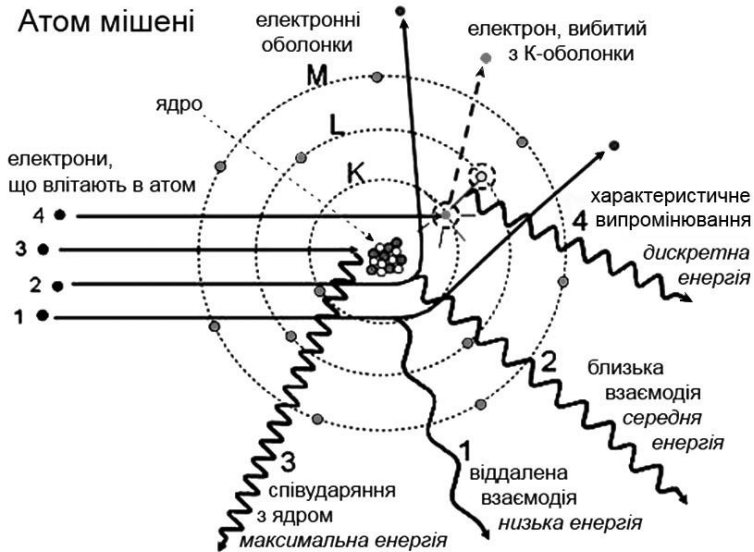


Рисунок 1.6 – Механізми взаємодії електронів з атомом мішені [7]

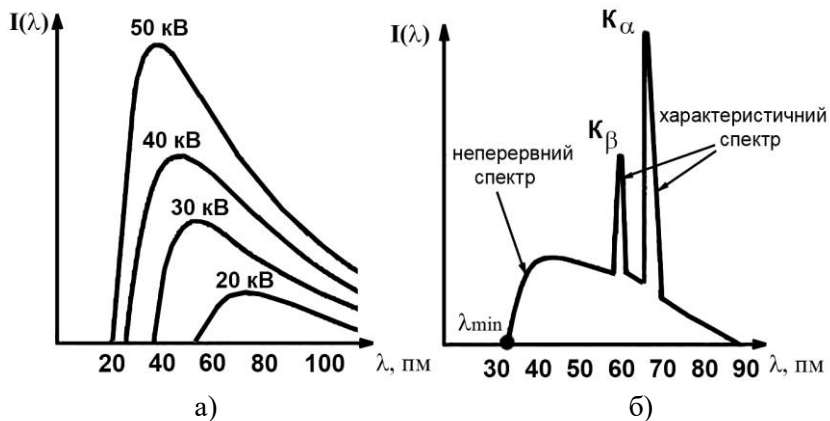


Рисунок 1.7 – Залежність інтенсивності рентгенівського випромінювання від довжини хвилі:

- а – неперервні спектри інтенсивності гальмінового випромінювання від вольфрамової мішені за анодних напруг $U_a = 20 \div 50$ кВ;
- б – спектр гальмінового та характеристичного випромінювання від молібденової мішені за анодної напруги 35 кВ

Підставляючи значення констант до (1.4), отримуємо зв'язок між граничною частотою, довжиною хвилі та прискорювальною анодною напругою (див. табл. 1.1).

$$\begin{aligned} \nu_{\max} &= 2,42 \cdot 10^{14} U_a ; \\ \lambda_{\min} &= 1,24 \cdot 10^{-6} \frac{1}{U_a}. \end{aligned} \quad (1.5)$$

Характеристичне рентгенівське випромінювання характеризує властивості речовини мішені рентгенівської трубки та зумовлюється процесами, що відбуваються в глибинних, забудованих електронних оболонках атомів. Якщо падаючий електрон має значну енергію, то він може «вибити» електрон з однієї з внутрішніх оболонок атома мішені. Вакантне місце займає електрон з більш високого енергетичного рівня, а надлишок енергії вивільнюється у вигляді характеристичного випромінювання (див. рис. 1.6).

У 1913 р. Г. Мозлі встановив важливу залежність між довжинами хвиль ліній характеристичного рентгенівського випромінювання й порядковим номером хімічних елементів, що є джерелами рентгенівського випромінювання.

Закон Мозлі: корінь квадратний від частоти ν спектральної лінії характеристичного випромінювання певного хімічного елемента є прямо пропорційним порядковому атомному номеру Z цього елемента.

$$\sqrt{\frac{\nu}{R}} = \frac{Z - S_n}{n}, \quad (1.6)$$

де ν – частота спектральної лінії;

R – стала Рідберга;

S_n – стала екранування;

n – головне квантове число.

Наявність речовин мішеней зі спектральними піками характеристичного випромінювання у «діагностичному» діапазоні енергій уможливила створення спеціалізованих рентгенівських трубок для вибіркової візуалізації окремих анатомічних структур.

Таким трубкам властива висока пікова інтенсивність і монохроматичність рентгенівського випромінювання за певних значень анодної напруги (рис. 1.7, б; табл. 1.2, 1.3). Так, у мамографічних трубках застосовують мішені з молібдену та родію, які за низької анодної напруги формують характеристичний спектр випромінювання, придатний для низькодозової рентгенографії грудної залози.

1.3 Взаємодія рентгенівського випромінювання з речовиною

Рентгенівське випромінювання внаслідок взаємодії з речовиною зазнає ослаблення, ступінь цього ослаблення значною мірою залежить від атомного номера Z речовини-поглинача, а тип цієї взаємодії залежить від початкової енергії рентгенівських фотонів $h\nu$ (рис. 1.8–1.10; табл. 1.4) [8–10].

Фотоелектричне поглинання спричиняє повне зникнення рентгенівського фотона. Енергія фотона цілком витрачається на іонізацію атома та на набуття кінетичної енергії орбітальним електроном. Суттєвим для медичної рентгенографії є вплив цього ефекту за енергії фотонів $1\div 30$ кеВ.

Когерентне розсіювання Томсона – Релея відбувається за початкової енергії рентгенівських фотонів $1\div 30$ кеВ, при цьому їх енергія залишається сталою, а змінюється лише напрямок їх руху. Цей процес практично не впливає на формування рентгенівського зображення організму (вірогідність когерентного розсіювання в тканинах організму не більша 5%).

Комптонівське (некогерентне) розсіювання є основним механізмом ослаблення рентгенівського випромінювання тканинами організму за енергій понад 30 кеВ. При комптонівському розсіюванні фотони вибивають з атомів електрони віддачі, на що витрачається частина енергії фотона та збільшується довжина хвилі випромінювання (1.4).

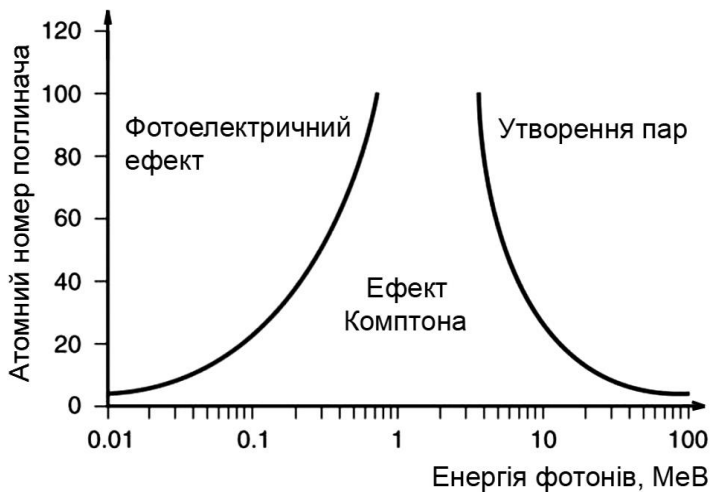
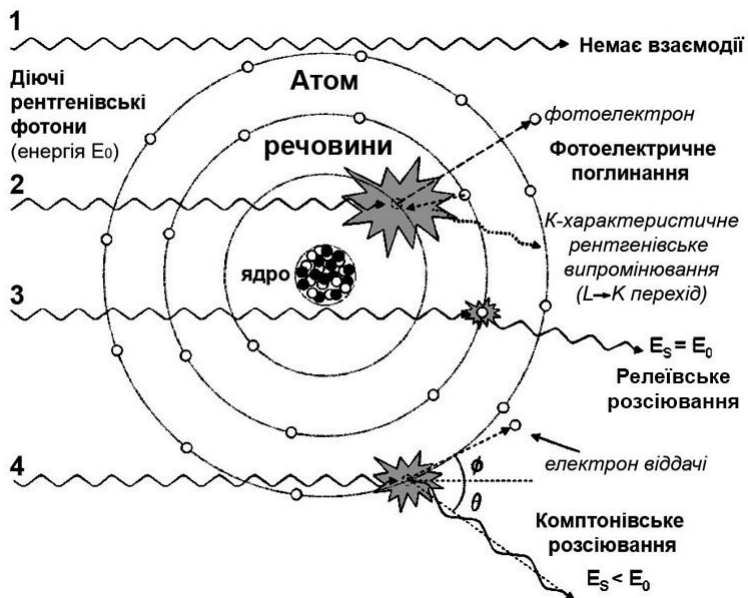


Рисунок 1.8 – Механізми втрати енергії рентгенівськими фотонами внаслідок взаємодії з речовиною [9, 10]

Таблиця 1.4 – Основні ефекти взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною [8]

Характеристики взаємодії	Фотоелектричний ефект	Ефект Томсона–Релея	Ефект Комптона
Об'єкт взаємодії	зв'язані електрони	зв'язані електрони	вільні електрони
Результат взаємодії	зникнення фотонів	розсіювання фотонів	розсіювання фотонів
Вивільнені частинки	фотоелектрони	–	електрони віддачі
Ступінь взаємодії при зростанні енергії	спадає $\sim 1/(h\nu)^3$	спадає $\sim 1/(h\nu)^2$	спадає
Атомний коефіцієнт ослаблення енергії	${}_a\tau \sim Z^4$	${}_a\sigma_R \sim Z^2$	${}_a\sigma_C \sim Z$

При проходженні монохроматичного рентгенівського випромінювання інтенсивності I крізь шар однорідної речовини завтовшки $|dx|$ інтенсивність випромінювання зменшується на величину $|dI|$, пропорційну I та dx :

$$dI = -I \cdot \mu dx, \quad (1.7)$$

де μ – лінійний коефіцієнт ослаблення, що визначає відносну зміну інтенсивності випромінювання на одиницю товщини x речовини.

З (1.6) маємо **закон Бугера – Ламберта – Бера**:

$$I_\lambda(x) = I_0 e^{-\mu x}, \quad (1.8)$$

де I_0 – початкова інтенсивність рентгенівського пучка.

Для суцільного спектра випромінювання маємо

$$I(\lambda) = \int_{\lambda_{\min}}^{\infty} I_\lambda d\lambda .$$

Лінійний коефіцієнт ослаблення рентгенівського випромінювання μ певною речовиною визначається як сума коефіцієнтів взаємодії внаслідок різних ефектів (табл. 1.3):

$$\mu = \tau + \sigma_R + \sigma_C. \quad (1.9)$$

Масовий коефіцієнт ослаблення випромінювання речовиною густини ρ відповідно до (1.8) визначається як

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma_R}{\rho} + \frac{\sigma_C}{\rho}. \quad (1.10)$$

При взаємодії рентгенівського випромінювання з хімічними сполуками (речовини, що містять два або більше хімічних елементів) масовий коефіцієнт ослаблення становить

$$(\mu/\rho)_{\text{спол}} = \sum_{i=1}^n m_i (\mu/\rho)_i,$$

де m_i – масова частка i -го елемента в сполуці [10].

Зміна енергії рентгенівського випромінювання зумовлює зміну вірогідності взаємодії фотонів з атомами речовини-поглинача. Отже, за (1.9) коефіцієнт ослаблення випромінювання суттєво залежить від його енергії та властивостей речовин (рис. 1.9 та 1.10).

Характер взаємодії рентгенівського випромінювання з біологічними тканинами обумовлений їх особливим хімічним складом, що є відносно сталим. У найбільшій кількості (до 98%) у складі клітин організму наявні чотири легкі хімічні елементи: водень ($Z = 1, A = 1$), вуглець ($Z = 6, A = 12$), азот ($Z = 7, A = 14$) та кисень ($Z = 8, A = 16$). Більш «важкі» речовини належать до мікроелементів через незначну присутність в організмі.

Якщо проаналізувати залежність коефіцієнта ослаблення рентгенівського випромінювання від атомного номера речовини-поглинача (табл. 1.2), стає зрозумілим, що саме цей чинник надалі визначатиме різницю в природному контрасті тканин, завдяки якому вони розрізняються на рентгенограмах.

У діапазоні енергій 10÷40 кеВ ступінь поглинання рентгенівського випромінювання різними тканинами має суттєві відмінності, що забезпечує їх розрізнення на РЗ (рис. 1.9). Проте

за енергії понад 50 кеВ жирова та м'які тканини однаково ослаблюють рентгенівські промені, а за енергії понад 100 кеВ усі біотканини втрачають природний рентгенівський контраст і вже не розрізняються між собою на рентгенограмах [11].

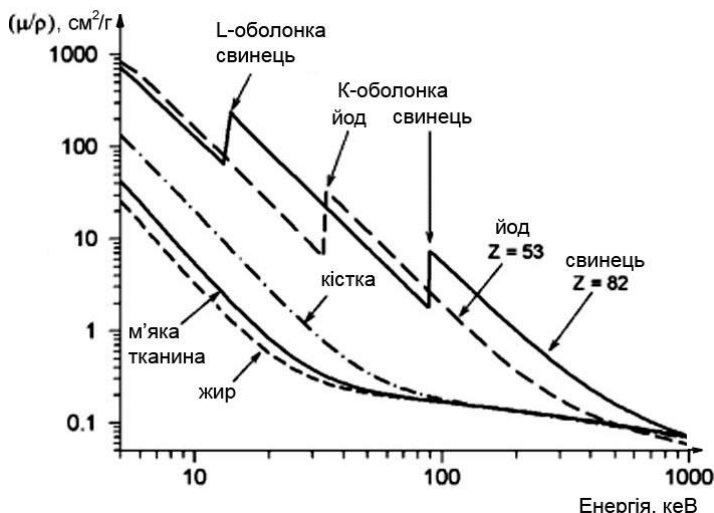


Рисунок 1.9 – Залежність масового коефіцієнта ослаблення μ/ρ від енергії рентгенівських променів [10]

Для деяких біологічних середовищ (кров, сеча) природний рентгенівський контраст від початку відсутній, тому застосовується їх штучне рентгенівське контрастування. Наприклад, з рис. 1.9 видно, що йод ослаблює рентгенівські промені майже у 100 разів сильніше, ніж біологічні тканини, тому розчинні сполуки йоду використовують як рентгеноконтрастні речовини для візуалізації рухомих біорідин.

Ще більш ефективним поглиначем рентгенівського випромінювання є свинець, тому його застосовують як протирадіаційний екран у пристроях формування рентгенівських пучків, а також у засобах захисту пацієнтів і персоналу від зайвого опромінення під час рентгенівських досліджень (див. підрозділ 1.4).

1.4 Засоби захисту від рентгенівського випромінювання

Рентгенівське випромінювання є іонізуючим. Воно впливає на тканини живого організму й за певних умов може спричинити променеви хворобу, променеві опіки та утворення злоякісних пухлин. Тому під час роботи з рентгенівським випромінюванням необхідно дотримуватися заходів із радіаційного захисту як пацієнтів, так і персоналу, який обслуговує рентгенівське обладнання. Рентгенівське випромінювання є мутагенним чинником, адже спричинена ним іонізація атомів викликає зміни хімічної структури речовин та утворення нових зв'язків. Це призводить до того, що клітини різних тканин і хімічні речовини, які ними виробляються, зазнають руйнування або генетичної мутації.

Важливим фізичним чинником, що безпосередньо впливає на ступінь біологічного ушкодження тканин, є *доза випромінювання* [12]. У медичній радіології застосовують різні визначення цієї величини (табл. 1.5 і 1.6).

Поглинена доза D – енергія ІВ, поглинена опроміненим тілом (тканинами організму), в перерахунку на одиницю маси. Поглинена доза характеризує міру дії ІВ на середовище.

Еквівалентна доза H – поглинена доза, помножена на радіаційний зважувальний фактор (коефіцієнт якості випромінювання) W_R , що враховує здатність конкретного виду ІВ пошкоджувати тканини організму. Для рентгенівського випромінювання $W_R = 1$.

Ефективна доза E – тканинно-зважена сума еквівалентних доз H_T у всіх визначених органах і тканинах тіла (табл. 1.5). Еквівалентна доза для кожної тканини H_T помножується на коефіцієнт, що визначає чутливість цієї тканини до опромінення – тканинний зважувальний фактор w_T (табл. 1.6). Для різних рентгендіагностичних процедур ефективна доза значно відрізняється (рентгенографія грудної клітки – 0,02 мЗв, абдомінальна РКТ – 10 мЗв, коронарна ангіографія – 16 мЗв).

Таблиця 1.5 – Основні радіаційні величини

Фізична величина	Визначення	Одиниця виміру СІ
Поглинена доза	$D = E_R/m$	Грей (Gy, Гр), (Дж/кг)
Потужність поглиненої дози	$P_D = D/t$	Грей за сек. (Gy/s, Гр/с)
Еквівалентна доза	$H = D \cdot W_R$	Зіверт (Sv, Зв)
Потужність еквівалентної дози	$P_H = H/t$	Зіверт за сек. (Sv/s, Зв/с)
Ефективна доза	$E = \sum_T w_T H_T$	Зіверт (Sv, Зв)
Експозиційна доза	$X = dQ/dm$	Кулон на кг (C/kg, Кл/кг)

Таблиця 1.6 – Значення тканинних зважувальних факторів w_T

Тканина або орган	w_T
Статеві залози	0.08
Червоний кістковий мозок, товста кишка, легені, шлунок, молочна залоза	0.12
Сечовий міхур, печінка, стравохід, щитоподібна залоза	0.04
Шкіра, поверхня кістки, слинні залози, мозок	0.01
Інші органи	0.12
Усе тіло	1.00

Експозиційна доза X є кількісною мірою дії рентгенівського та гамма-випромінювання на середовище. Вона визначається зарядом вторинних частинок dQ , утворених в масі речовини dm .

Найбільш чутливими до ІВ є клітини кісткового мозку, що виробляють формені елементи крові, клітини слизової оболонки кишечника та кристалика ока, статеві клітини. Це так звані «критичні органи». При рентгенологічному дослідженні організм опромінюється в незначних дозах. Проте, оскільки існують тканини з високочутливими клітинами, для пошкодження яких достатньо невеликих доз, необхідно забезпечити захист критичних органів.

Робота медичних працівників у рентгенівських кабінетах пов'язана із низкою шкідливих виробничих чинників. Найбільш небезпечним з них є рентгенівське випромінювання. Наказом Міністерства охорони здоров'я України від 04.06.2007 № 294 затверджено Державні санітарні правила й норми «Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур», що встановлюють основні принципи, вимоги та норми із забезпечення захисту медичного персоналу, що належить до категорій А та Б, пацієнтів і населення під час медичних рентгенологічних процедур із діагностичною, профілактичною, терапевтичною та дослідницькою метою незалежно від методу їх проведення. Безпека роботи в рентгенодіагностичних кабінетах має забезпечуватися такими чинниками: обґрунтований набір приміщень, їх розташування та оснащення; застосування рентгенодіагностичної апаратури, яка відповідає вимогам безпеки; правильний вибір, розміщення та експлуатування технічного оснащення; правильний вибір і виконання рентгенологічних досліджень; використання оптимальних фізико-технічних параметрів роботи рентгенівських апаратів; застосування стаціонарних, пересувних та індивідуальних засобів радіаційного захисту (рис. 1.10); навчання персоналу безпечних методів та прийомів проведення досліджень, а також методів і способів забезпечення радіаційної безпеки; дотримання правил експлуатування комунікацій та устаткування згідно з інструкціями з експлуатування виробника; використання апаратури та устаткування, що відповідають вимогам радіаційної безпеки; профілактичне технічне обслуговування рентгенівського устаткування; постійний радіаційний контроль.

Стаціонарні засоби радіаційного захисту – це відповідним чином спроектовані конструктивні елементи приміщення рентгенівського кабінету (стіни, підлога, стеля, захисні двері, оглядові вікна, віконниці тощо), які мають забезпечувати ослаблення рентгенівського випромінювання до рівня, за якого

не буде перевищений річний ліміт дози для відповідних категорій осіб, що опромінюються.

Пересувні засоби радіаційного захисту:

- велика захисна ширма персоналу з оглядовим вікном, призначена для забезпечення всього тіла людини в положенні стоячи;
- мала захисна ширма персоналу, призначена для забезпечення нижньої частини тіла людини в положенні сидячи;
- мала захисна ширма пацієнта, призначена для забезпечення нижньої частини його тіла;
- екран захисний поворотний, призначений для забезпечення окремих органів пацієнта в положенні стоячи, сидячи й лежачи.

Індивідуальні засоби радіаційного захисту:

- шапочка захисна для забезпечення голови;
- окуляри захисні для забезпечення очей;
- комір захисний для забезпечення щитоподібної залози й ділянки шиї;
- накидка захисна (пелерина) для забезпечення плечового пояса та верхньої частини грудної клітки;
- фартух захисний однобічний (важкий і легкий) для забезпечення тіла спереду від горла до гомілок (на 10 см нижче колін);
- фартух захисний двобічний для забезпечення тіла спереду від горла до гомілок (на 10 см нижче колін), зокрема плечей та ключиць, а ззаду – від лопаток, зокрема кісток таза, сідниць, та збоку до стегон (не менше ніж на 10 см нижче попереку);
- фартух захисний стоматологічний для забезпечення передньої частини тіла, зокрема гонад, тазових кісток і щитоподібної залози під час дентальних досліджень чи досліджень черепа;
- жилет захисний для забезпечення спереду і ззаду органів грудної клітки від плечей до поперека;
- фартух для захисту гонад і кісток таза (захист статевих органів) з боку пучка випромінювання;

- спідниця захисна (важка й легка) для забезпечення з усіх боків ділянки гонад і кісток таза, для дорослих довжина не менше ніж 35 см;
- рукавички захисні для забезпечення кистей рук і зап'ясть, нижньої половини передпліччя;
- захисні пластини (у вигляді наборів різної форми) для забезпечення окремих ділянок тіла;
- засоби захисту чоловічих і жіночих гонад.



Рисунок 1.10 – Засоби радіаційного захисту (ОНІКО, Україна):
 велика захисна ширма персоналу з оглядовим вікном;
 фартух захисний; жилет та спідниця; захист гонад;
 захисні пластини; тунель захисний дитячий

Дослідження дітей потребує перелічених вище наборів захисного одягу відповідного розміру для різних вікових груп, зокрема спеціальні засоби з отвором для забезпечення всього тіла, крім ділянки, яку опромінюють.

До роботи з експлуатації рентгенівського апарата допускаються особи, яким виповнилося 18 років і які мають документ про спеціальну підготовку, пройшли інструктаж та

перевірку знань з правил радіаційної безпеки, а також нормативних документів та інструкцій з охорони праці, чинних у закладі.

1.5 Контрольні запитання та завдання до розділу 1

1. Назвіть основні історичні віхи розвитку рентгенівської медичної візуалізації.

2. Дайте визначення терміну «рентгенівське випромінювання» і назвіть його основні фізичні властивості.

3. Поясніть закономірності формування та особливості спектра рентгенівського випромінювання.

4. Від якого параметра залежить розташування короткохвильової межі спектра рентгенівського випромінювання?

5. Чим спричинене характеристичне рентгенівське випромінювання?

6. Назвіть основні механізми взаємодії рентгенівського випромінювання з біологічними тканинами та порівняйте значущість їх впливу на отримання рентгенівського зображення.

7. Поясніть суть закону Бугера – Ламберта – Бера щодо рентгенівського випромінювання.

8. Дайте визначення коефіцієнту ослаблення рентгенівського випромінювання речовиною та проаналізуйте його зміну залежно від енергії випромінювання.

9. Поясніть різницю природного рентгенівського контрасту біологічних тканин та його обмеження для рентгенографії.

10. Для чого застосовують рентгеноконтрастні речовини?

11. Чому та де застосовують свинець у рентгенографії?

12. У чому полягає біологічна дія рентгенівського випромінювання?

13. Які засоби захисту від рентгенівського випромінювання застосовуються в медицині?

2 БУДОВА РЕНТГЕНІВСЬКОГО АПАРАТА

Технологія рентгенівської візуалізації передбачає наявність трьох компонент: *джерела випромінювання (випромінювача), об'єкта дослідження та пристрою відтворення зображення (детектора)*, у якому формується *візуальний образ* досліджуваного об'єкта – рентгенівське зображення (РЗ). У цьому розділі будуть розглянуті принципи функціонування основних блоків рентгенівського апарата й особливості їх реалізації для різних клінічних завдань.

2.1 Технічна характеристика рентгенівського апарата

Перші найпростіші експериментальні рентгенівські установки (рис. 2.1) містили джерело високої напруги (котушка Румкорфа) та випромінювальну трубку [13, 14]. Зображення реєструвалось на фотопластинці. Згодом застосовувались рентгенівські флуоресцентні екрани для просвічування. Пучок випромінювання від рентгенівської трубки проходив крізь тіло пацієнта й потрапляв на зворотний бік екрана, що спричиняло світіння люмінесцентного покриття.

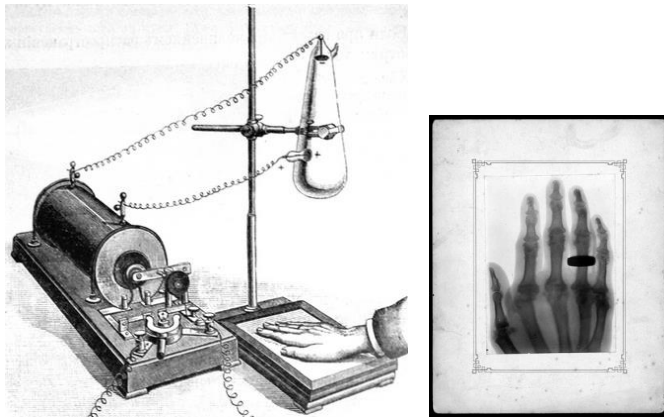


Рисунок 2.1 – Одна з перших установок для рентгенографії та знімок 1896 р.

Сучасний універсальний рентгенівський апарат містить опромінювач на штативному пристрої, детектор зображення, блок живлення (генератор), блок управління, системи позиціонування, охолодження та екстреного відключення (рис. 2.2).

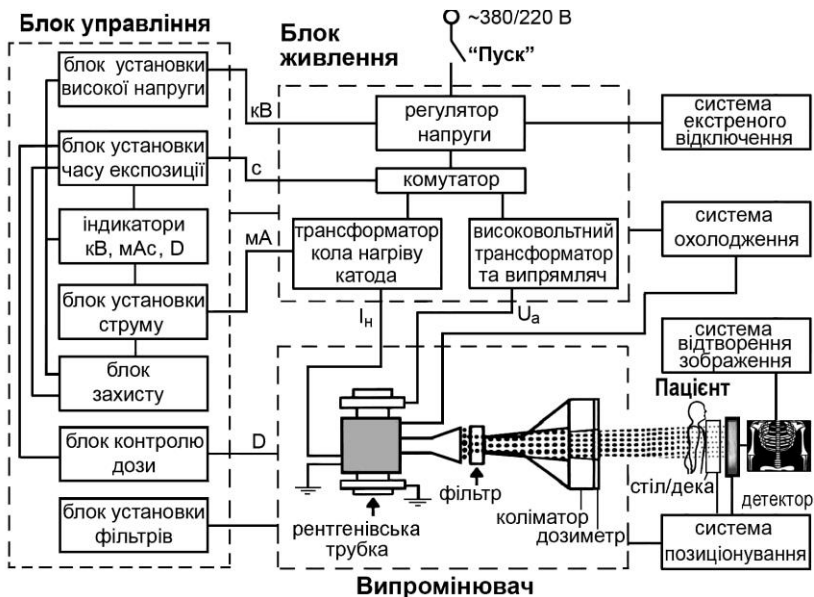
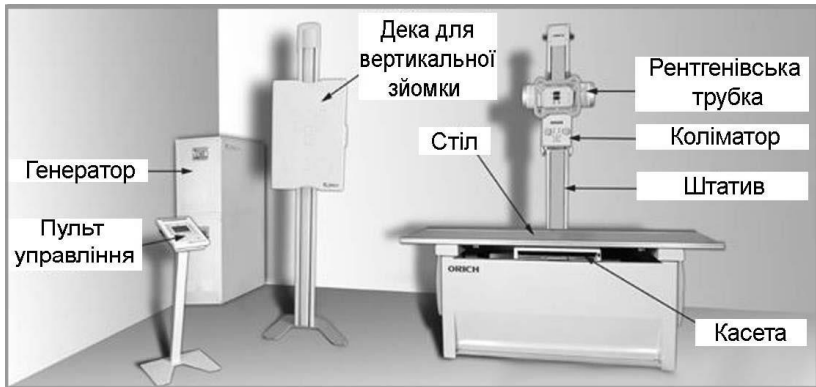


Рисунок 2.2 – Розміщення та структурна схема універсального рентгенівського апарата

Випромінювач рентгенівського апарата – це блок, що містить джерело випромінювання – рентгенівську трубку і засоби формування та моніторингу пучка ікс-променів, змонтовані в захисному корпусі. Випромінювач монтується на штативному пристрої (гентрі), що дозволяє змінювати орієнтацію рентгенівського пучка щодо пацієнта.

Система відтворення зображення – це сукупність пристроїв детектування рентгенівського зображення, його унаочнення та документування. Основним елементом є рентгеночутливий пристрій (екран, касета з плівкою, твердотільна пластина, матриця детекторів тощо), який реєструє розподіл рентгенівського випромінювання за об'єктом (променевий рельєф) та перетворює його у розподіл яскравостей, придатний для зорового сприйняття.

Блок живлення – це пристрій, що генерує високу анодну напругу рентгенівської трубки, живить коло нагріву катода трубки, а також електричні пристрої блоку управління, системи позиціонування, охолодження тощо. Напруга електричної мережі підводиться до первинної обмотки головного (підвищувального) трансформатора, із вторинної обмотки якого висока напруга подається на випрямний пристрій, а після – на рентгенівську трубку.

Блок управління – це сукупність пристроїв регулювання та індикації випрямленої анодної напруги (кВ), струму трубки (мА) та часу експозиції (с). Блок управління також містить засоби контролю дози в пучку (D) та блок управління установкою рентгенівських фільтрів. У разі технічних несправностей спрацьовує блок захисту, що зупиняє таймер експозиції. Експозиційна доза (кількісна характеристика) та спектр випромінювання трубки (якісна характеристика) залежать від установлених електричних величин (кВ, мА) та часу експозиції (с).

Система позиціонування – це сукупність електромеханічних пристроїв, які дають можливість розмістити пацієнта відносно рентгенівського пучка так, щоб отримати зображення в певній проєкції. Насамперед це рухомий стіл пацієнта, а також штативні пристрої позиціонування випромінювача та детектора.

Рентгенівський апарат містить систему повітряного радіаторного та/або проточного (водяного, масляного) охолодження, а також систему екстреного відключення електричного живлення. Сучасні рентгенівські апарати забезпечені досить складними пристроями для стабілізації напруги та струму рентгенівської трубки, а також для захисту її від можливих перевантажень. Крім складних пристроїв для регулювання часу експозиції, рентгенівські апарати забезпечені автоматичними перемикачами режимів роботи апарата, що буває необхідно, наприклад, у процесі швидкого переходу з режиму просвічування на режим знімків і назад. Також усі сучасні рентгенівські апарати мають систему захисту від бічного рентгенівського випромінювання та від ураження електричним струмом високої напруги. За характером захисту від ураження струмом високої напруги розрізняють *блок-апарати*, у яких високовольтний пристрій разом з рентгенівською трубкою вкладені в спільний заземлений металевий кожух, і *кабельні апарати*, в яких провідники високої напруги вкладені в ізольовані високовольтні кабелі, а трубка та головний трансформатор – у металеві заземлені кожухи. Блок-апарати зазвичай застосовують як пересувні, а кабельні – як стаціонарні. Рентгенівський апарат розміщується в спеціальній процедурній кімнаті з дверима, що блокуються під час увімкнення рентгенівської трубки (рис. 2.3).

Під час роботи апарату персонал, як правило, перебуває в кімнаті управління, спостерігаючи за пацієнтом крізь захисне скло або шляхом відеоспостереження. Під час рентгеноскопії лікар-рентгенолог перебуває поруч з пацієнтом, отже, зобов'язаний застосовувати спеціальні засоби захисту із просвинцьованої гуми.

Додаткові блоки та системи, що застосовуються в рентгенівських апаратах різного клінічного призначення, будуть розглянуті в процесі вивчення цих апаратів.

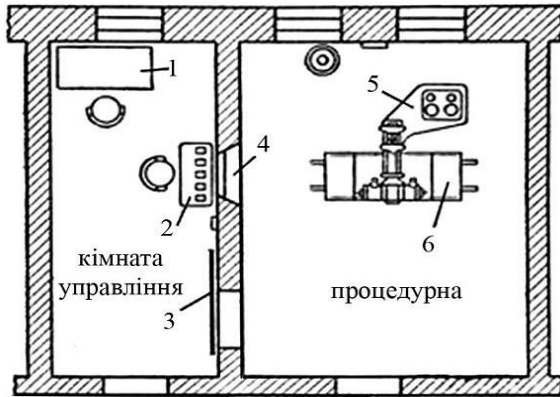


Рисунок 2.3 – План рентгенівського кабінету:
 1 – стіл лікаря; 2 – пульт управління; 3 – захисні двері;
 4 – оглядове вікно; 5 – рентгенапарат; 6 – стіл пацієнта

2.2 Будова випромінювача рентгенівського апарату

2.2.1 Рентгенівська трубка

Рентгенівська трубка – це двохелектродний електронний вакуумний прилад, що перетворює енергію потоку прискорених електронів у енергію рентгенівського випромінювання та тепло (рис. 2.4, 2.6 та 2.7). Рентгенівська трубка має скляний або металокерамічний корпус, у якому містяться катод і анод, проміжок між ними становить $5\div 10$ мм.



Рисунок 2.4 – Найпростіші трубки для генерації рентгенівського випромінювання: трубка Крукса [15] та *General Electric D-1.7*

Катод трубки є джерелом електронів, що вивільнюються внаслідок термоелектронної емісії. Катод – це нагрівна вольфрамова спіраль, вкладаєна у фокусуєчу лунку (рис. 2.5). До корпусу катодного вузла прикладається негативний потенціал, унаслідок чого розсіяні електрони відштовхуються від бічних поверхонь лунки до центру, що надалі дозволяє сформувати вузьконаправлений електронний пучок. Зазвичай у рентгенівських трубках є дві катодні спіралі – довша та коротша. Довжина спіралі задає певний струм пучка, його розмір у перерізі та, відповідно, площу поверхні взаємодії пучка з анодом, яка визначається як *електронний фокус* f .

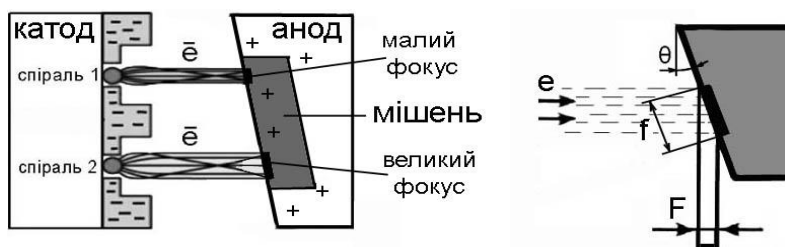


Рисунок 2.5 – Схема фокусування електронного пучка на мішені рентгенівської трубки та визначення розміру оптичного фокуса

Анод є колектором електронів, що рухаються від катода під дією прискорювальної постійної напруги U_a . Анод виготовляється у вигляді масивної мідної болванки, призначеної для інтенсивного розсіювання тепла. Анод може бути стаціонарним (у портативних апаратах) або обертальним (у потужних апаратах зі значним часом експозиції) (рис. 2.6, 2.7).

Мішень – пластинка або кільце з тугоплавкого матеріалу (табл. 1.2), що вплавається в робочу поверхню мідного анода. Мішень бомбардується пучком прискорених електронів, внаслідок чого генеруються рентгенівські промені (рис. 1.6). Для виведення рентгенівського пучка в бік досліджуваного об'єкта робоча поверхня анода розташовується під нахилом до падаючого

електронного пучка. Початкова апертура рентгенівського пучка визначається ефективним розміром фокусної плями (*оптичний фокус*) F , що є проєкцією електронного фокуса трубки f на площину, перпендикулярну центральному променю рентгенівського пучка (рис. 2.5). Величина кута скосу мішені θ обирається з таких міркувань: якщо електронна фокусна пляма f є прямокутною (наприклад, 1×3 мм), то відповідна оптична фокусна пляма F має бути квадратною (1×1 мм), розмір її визначатиметься як $F = f \sin \theta$.

Зазвичай для медичних рентгенівських трубок кут скосу мішені $\theta = 6 \div 20^\circ$, а фокус F може бути малим (до 1×1 мм) або великим (до 3×3 мм).

Унаслідок значної втрати прискореними електронами кінетичної енергії під час гальмування в мішені рентгенівської трубки відбувається її різкий локальний розігрів. Тому для зменшення термічних деформацій анода в процесі генерації випромінювання рентгенівську трубку вмикають після «розігріву» анода. Застосовувати рентгенівську трубку з «холодним» катодом заборонено. Тривала безперервна робота та порушення режиму охолодження анода з часом спричиняють незворотні пошкодження мішені, що призводить до зниження радіаційного виходу, неоднорідності пучка, що унеможлиблює подальшу експлуатацію рентгенівської трубки (рис. 2.8).

У сучасних рентгенівських апаратах найчастіше застосовуються рентгенівські трубки з обертальним анодом [7]. Ідея використання обертального анода з'явилась у першій декаді ХХ ст., коли постала проблема подовження терміну експлуатації рентгенівської трубки та збільшення інтенсивності випромінювання.

Обертальний анод – це мідний диск діаметром до 12 см, закріплений на осі, яка вмонтована у ротор електромотора (рис. 2.7). Зовні, поза вакуумованим корпусом, ротор оточують статорні обмотки. У сучасних рентгенівських трубках у режимі генерації швидкість обертання анода досягає 10 000 об/хв [16]. Обертальний анод краще розсіює тепло, має більшу робочу поверхню мішені (вольфрамова кільцева доріжка).

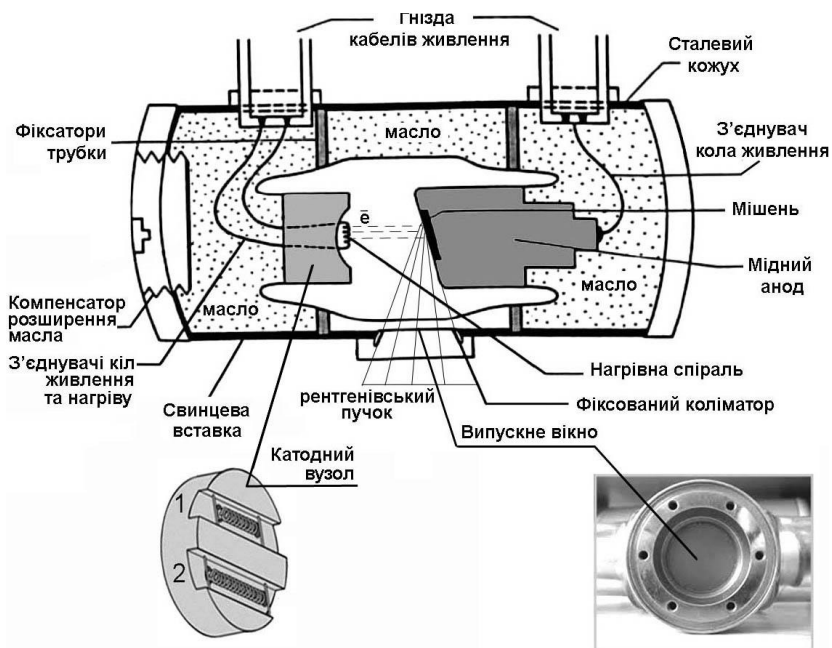


Рисунок 2.6 – Будова рентгенівської трубки зі стаціонарним анодом

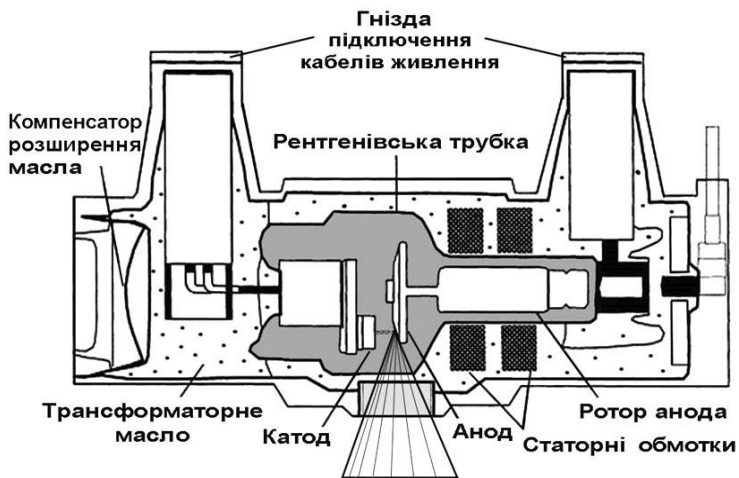


Рисунок 2.7 – Будова рентгенівської трубки з обертальним анодом



Рисунок 2.8 – Руйнування мішеней нерухомого та обертального анодів рентгенівських трубок через нерівномірний розігрів

Фіксований коліматор рентгенівської трубки забезпечує первинне обмеження рентгенівського пучка до кінчної апертури $30\div 60^\circ$. Для виведення пучка в бік пацієнта навпроти мішені вмонтоване берилієве *випускне вікно*.

Сталевий кожух рентгенівської трубки має фіксатори трубки, кріплення для випускного вікна та масивні гнізда високовольтних кабелів, що під'єднуються до електродів трубки (рис. 2.9). Кожух трубки також є засобом захисту від витоку бічного рентгенівського випромінювання назовні. У місці виведення рентгенівського пучка в кожух додатково монтується свинцева вставка. У середині кожуха відбувається проточне охолодження рентгенівської трубки діелектричним маслом. Сам кожух також є додатковим засобом розсіювання тепла.



Рисунок 2.9 – Кожух рентгенівської трубки

Основні характеристики медичних рентгенівських трубок:

- гранично допустима прискорювальна напруга – до 150 кВ;
- струм електронів – $0,01 \text{ mA} \div 1 \text{ A}$;

- загальна споживана потужність – до 1 кВт;
- розмір фокусної плями – до 6 мм;
- ККД 0,1÷3 %.

Необхідність подовження терміну роботи рентгенівських трубок спонукає до постійного пошуку нових технічних рішень. Найбільш інноваційна розробка здійснена компанією *Siemens* – це рентгенівська трубка *STRATON*[®] для РКТ (рис. 2.10).

Дизайн трубки *STRATON*[®] докорінно відрізняється від традиційного [17]. Увесь корпус цієї трубки разом з анодом обертається з частотою 160 Гц. Тильна поверхня анода є одночасно і торцевою поверхнею корпусу трубки, це забезпечує підведення масла безпосередньо до анода та його більш ефективного пряме охолодження до 200°C з температурним градієнтом понад 1800°C/см. Отже, трубка *STRATON*[®] швидше охолоджується, зменшуються паузи при роботі апарату.

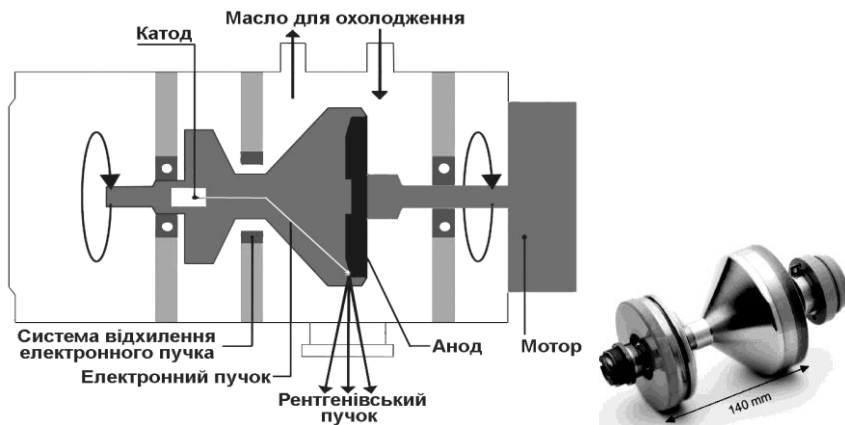


Рисунок 2.10 – Рентгенівська трубка *STRATON*[®]

Принципово новим рішенням є застосування електромагнітної системи відхилення електронного пучка на певну «фокусну доріжку» анода. Це дозволяє суттєво зменшити розмір та вагу трубки. Довжина трубки становить 14 см, час одного оберту трубки в сканері КТ – 0,33 с з перевантаженням 40 g. У сучасних

КТ-системах застосовують дві такі трубки водночас, забезпечуючи можливість сканування рентгенівськими пучками з різною енергією та спектром випромінювання (система TwinBeam Dual Energy).

Електромагнітне фокусування електронного пучка дозволяє регулювати розмір фокусної плями із застосуванням тільки однієї катодної спіралі. Усі ці переваги трубки *STRATON*[®] забезпечують значне вдосконалення технології КТ-сканування та зменшення дозового навантаження на пацієнтів.

2.2.2 Засоби формування рентгенівського пучка

Відповідно до технології дослідження застосовують допоміжні засоби формування пучка, розташовані у тубусі, приєднаному до кожуха рентгенівської трубки (рис. 2.11).

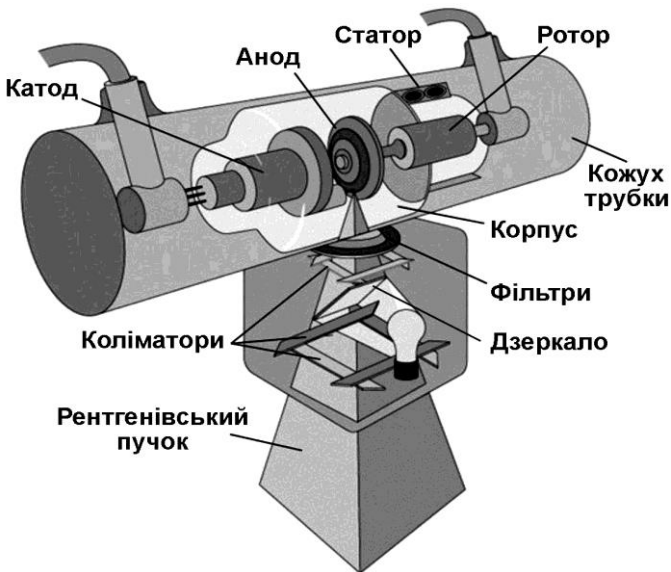


Рисунок 2.11 – Засоби формування рентгенівського пучка

Засоби зміни *геометричних* параметрів рентгенівського пучка забезпечують налаштування випромінювача на дослідження ділянки

тіла певного розміру. Це означає, що початкова апертура пучка має бути геометрично обмежена. Для цього застосовують коліматири.

Первинні коліматири відсікають неробочу частину пучка, мають отвори різної форми, зокрема щілинні та конічні (рис. 2.12). Коліматири виготовляють із свинцю, вольфраму, молібдену, олова, вісмуту, пластмас високої щільності [18].



Рисунок 2.12 – Первинні коліматири рентгенівських систем

Вторинний коліматор (діафрагма) дає можливість точніше встановити розмір поля рентгенівського пучка рухами пар свинцевих пластин X та Y . Відсікання пучка вторинними коліматорами дозволяє обмежити зону дослідження, зменшити вплив розсіяного випромінювання, завдяки чому покращуються умови формування РЗ та зменшується опромінення організму.

Формувач світлового поля застосовується для візуального налаштування поля рентгенівського пучка безпосередньо перед дослідженням пацієнта. Він складається з освітлювача (лампи) та плоского дзеркала, розташованого перед вторинним коліматором з нахилом під кутом 45° до осі рентгенівського пучка. При увімкненні лампи її світловий потік відбивається в бік досліджуваної ділянки тіла, формуючи світлову пляму прямокутної форми, обмежену пластинами вторинного коліматора. Світлове поле має точно відтворювати діюче поле рентгенівського пучка.

Засоби зміни *розподілу інтенсивності* рентгенівського пучка застосовуються для забезпечення оптимального розподілу енергії в перерізі пучка та зміни його спектральної характеристики, що сприяє покращенню зображення та зниженню поверхневої та органної дози ІВ (рис. 2.11 та 2.13).

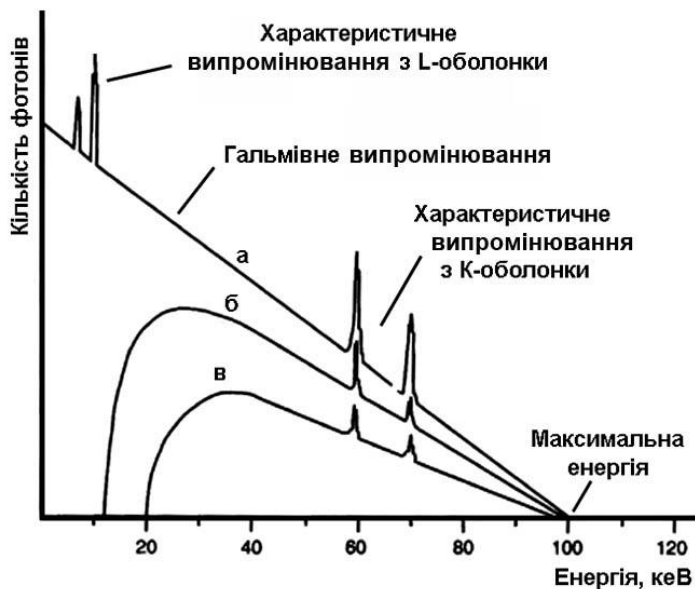


Рисунок 2.13 – Вплив фільтрації рентгенівського пучка:
 а – спектр на виході з анода; б – спектр після внутрішньої фільтрації; в – спектр після зовнішньої фільтрації

Загальна фільтрація рентгенівського випромінювання в медичних рентгенівських апаратах має становити:

для радіографічних трубок

2,5 мм Al для $U_a > 70\text{кВ}$;
 1,5 мм Al для $U_a = 50\div 70\text{кВ}$;
 0,5 мм Al для $U_a < 50\text{кВ}$;

для мамографічних трубок

30 мкм Mo або 60 мкм Rh.

Рентгенівська візуалізація окремих зон організму потребує створення пучка з певним розподілом енергії фотонів у перерізі, хоча цей розподіл має неоднорідність вже від початку. Ще всередині рентгенівської трубки пучок зазнає внутрішньої фільтрації на виході з трубки (стінка балону трубки, вихідне вікно, випаруваний метал, масло створюють еквівалент 0,5 мм Al). За межами трубки пучок зазнає впливу зовнішньої фільтрації (змінні фільтри, дзеркало тощо) (рис. 2.11).

Внаслідок ослаблення частини пучка в товщі анода (рис. 2.14) інтенсивність рентгенівського випромінювання в апертурі пучка збільшується в бік катодного вузла (ефект «каблука», *heel effect*). Цей ефект можна або компенсувати, або використати цілеспрямовано для покращення якості візуалізації анатомічних зон з різною товщиною та щільністю (наприклад, абдомінальна та тазостегнова).

Вирівнювальні фільтри. Градієнт інтенсивності внаслідок ефекту «каблука» можна компенсувати зовнішнім клиноподібним фільтром. Однорідність розподілу енергії фотонів у апертурі пучка можна забезпечити, застосовуючи конічні фільтри (рис. 2.15) з металів і композитів (Pb, W та ін.).

Фільтри-поглиначі. Змінні мідні фольги (0,1÷0,9 мм) та алюмінієві пластини (0,5÷3 мм) застосовують як фільтри для ослаблення «м'якої» спектральної компоненти рентгенівського випромінювання (до 20 кеВ), яка практично не впливає на формування РЗ (рис. 2.12). Отже, ці фільтри є елементами фізичного захисту пацієнта, що обмежують дозу ІВ на поверхні тіла в процесі рентгенологічних досліджень. Наприклад, при рентгенографії фантома таза завтовшки 18 см за $U_a = 60$ кВ експозиційна доза на поверхні фантома знижувалась від 22% з фільтром 1 мм Al до 80% з фільтром 3 мм Al [19]. За рекомендаціями NCRP [20], застосування фільтрів завтовшки понад 3 мм Al не доцільне, бо призводить до суттєвої втрати інтенсивності первинного пучка.

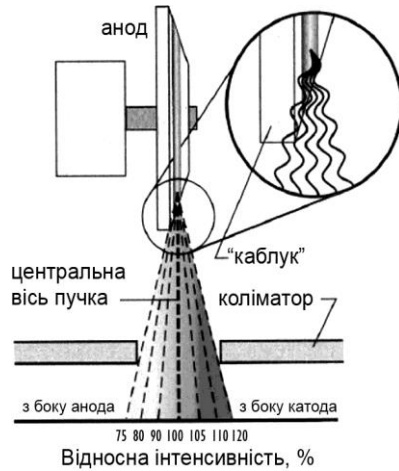


Рисунок 2.14 – Схема формування градієнта інтенсивності рентгенівського пучка (ефект «каблук»)

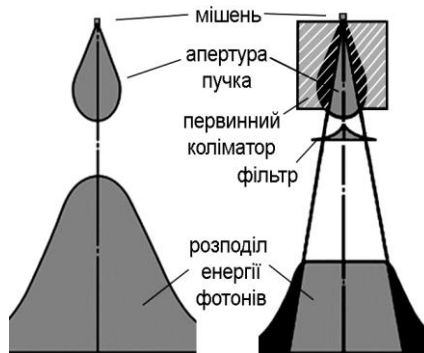


Рисунок 2.15 – Принцип вибіркового ослаблення енергії фотонів конічним фільтром та вирівнювання її розподілу в апертурі рентгенівського пучка

Фільтри-компенсатори застосовують у низці досліджень з метою покращення зображення ділянок різної форми та щільності з регулюванням дозового навантаження на органи (рис. 2.16). Тіла спеціальної форми (призма, клин, «бумеранг» тощо) модифікують розподіл інтенсивності пучка під певну анатомічну зону. Такі фільтри виконують роль болусів – пристосувань, призначених

для доповнення об'єму та форми опромінюваної частини тіла з метою більш сприятливого дозового розподілу.

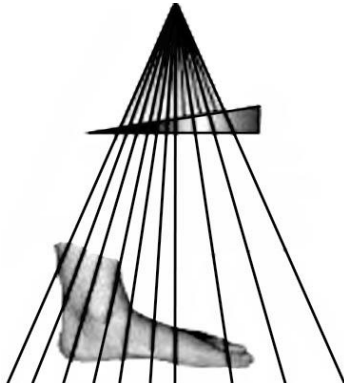


Рисунок 2.16 – Клиноподібний фільтр-компенсатор для рентгенографії стопи

Фільтри половинного ослаблення (HVL) застосовуються для дозиметричного контролю параметрів рентгенівського пучка на різних рівнях енергії. HVL-фільтри – це пластини, за якими доза випромінювання стає вдвічі меншою, ніж початкова. Використовуються HVL-фільтри розміром 10×10 см завтовшки від 0,3 мм Al (30 кВ) до 3 мм Al (110 кВ).

Блок контролю дози застосовується у всіх сучасних рентгенівських апаратах, розміщується за коліматорами. Він призначений для моніторингу радіаційного виходу рентгенівської трубки та стабільності її роботи в процесі експлуатації. Основним типом детектора для моніторингу дози в рентгенівському апараті є прохідна іонізаційна камера – газонаповнений датчик, що забезпечує визначення дози іонізуючого випромінювання способом вимірювання іонного струму, що виникає внаслідок іонізації газу в робочому об'ємі камери (між двома електродами, на які подано напругу). Застосовуються також засоби індикації дози та сигналізації про вихід вимірюваної величини за межі встановленого порогу.

2.3 Принципи формування рентгенівського зображення

Рентгенівське зображення (РЗ) є результатом фіксації розподілу інтенсивності рентгенівського пучка (променевого рельєфу) після взаємодії з об'єктом дослідження (рис. 2.17). З фізичної точки зору РЗ є візуально зафіксованим розподілом електронної густини певних речовин, бо саме електрони атомів цих речовин суттєво взаємодіють з рентгенівським випромінюванням, спричиняючи зміни його фізичних параметрів (рис. 1.8).

Планарне РЗ є двовимірним відтворенням тривимірного об'єкта. За способом зображення РЗ є суматійним, адже утворюється внаслідок додавання рентгенівських проєкцій (тіней) усіх структур, крізь які пройшло рентгенівське випромінювання. Визначення тіней окремих структур на такому зображенні є досить складним завданням, що потребує знання рентгенівської анатомії (рис. 2.18).

2.3.1 Вплив джерела випромінювання

Основним чинником формування РЗ є джерело рентгенівського випромінювання. Ідеальне джерело, що застосовується для отримання РЗ, має задовольняти таким вимогам: монохроматичність випромінювання; енергетична однорідність фотонного пучка в апертурі; прямолінійність і паралельність траєкторії рентгенівських фотонів [22]. За дії такого джерела можна вважати, що утворене РЗ формується за законами геометричної оптики.

За реальних умов створити джерело монохроматичного рентгенівського випромінювання неможливо; розподіл інтенсивності випромінювання в пучку не є однорідним; пучок має кінчну апертуру (промені не паралельні) (рис. 2.19); внаслідок розсіювання промені можуть змінювати первинний напрямок свого руху. Також неможливо створити ідеальне «точкове» джерело променів, його розмір визначається як ефективний розмір фокусної плями F або радіаційний фокус (рис. 2.5 та 2.20).

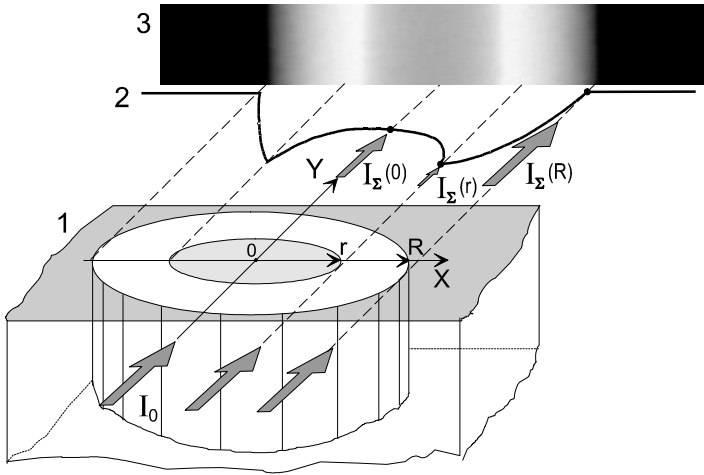


Рисунок 2.17 – Приклад формування РЗ трубчастого об'єкта:
 1 – модель об'єкта; 2 – розподіл інтенсивності рентгенівського випромінювання за об'єктом; 3 – РЗ об'єкта [21]

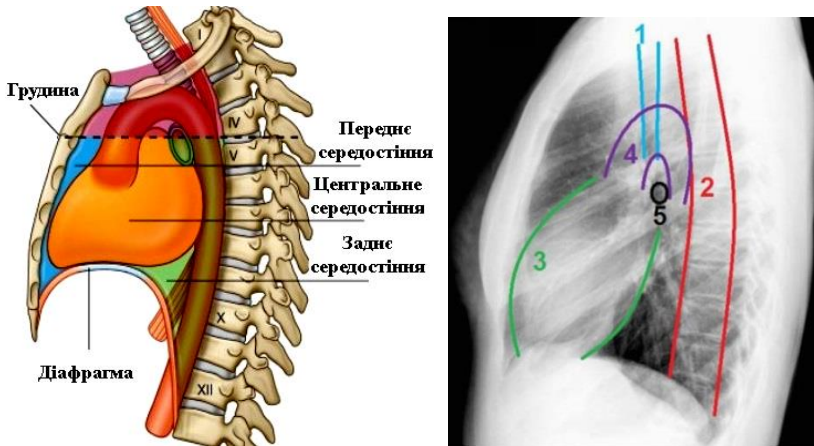


Рисунок 2.18 – Бічна топограма та рентгенограма грудної клітки:
 1 – тінь трахеї; 2 – тінь хребта; 3 – тінь серця;
 4 – тінь аорти; 5 – зона біфуркації трахеї

Енергетичні та просторові параметри рентгенівського пучка, важливі для візуалізації:

– величина енергії електронного пучка в рентгенівській трубці, яка залежить від прикладеної анодної напруги (1.3) та визначає інтенсивність взаємодії електронного пучка з поверхнею анода (мішенню), а отже, енергію та проникну здатність рентгенівських променів;

– розмір електронного пучка в перерізі, що визначається величиною струму в колі нагріву катода та визначає розмір фокусної плями трубки (рис. 2.5);

– спектральні характеристики рентгенівського випромінювання, що залежать як від енергії взаємодії з мішенню, так і від фізичних властивостей матеріалу мішені;

– особливості розподілу інтенсивності випромінювання в межах апертури пучка.

Розглянемо схему проєкційного формування РЗ об'єкта O , який вважатимемо пласким, тонким та однорідним (рис. 2.20).

Внаслідок кутового розходження траєкторій фотонів у процесі генерації рентгенівського пучка **формування РЗ завжди відбуватиметься зі збільшенням**. Ступінь цього збільшення M залежатиме насамперед від відстаней «джерело – об'єкт» SO та «об'єкт – детектор зображення» OI .

Якщо джерело S є точковим (рис. 2.20, a), коефіцієнт збільшення зображення M визначатиметься за сторонами подібних трикутників як

$$M = \frac{I}{O} = \frac{SI}{SO} = \frac{SO + OI}{SO} = 1 + \frac{OI}{SO},$$

тобто розмір I об'єкта на РЗ буде наближатись до істинного розміру O за максимальної відстані до джерела та мінімальної до детектора. Наприклад, відстань SO (у медицині має назву «шкірно-фокусна відстань», ШФВ) для більшості режимів зйомки на рентгенівських апаратах фіксована – 100 см, відстань OI може становити 10 см, тоді на РЗ всі об'єкти будуть зображатись

зі збільшенням $M = 1,1$. Це не впливає на інформативність РЗ, проте має братися до уваги при точних розрахунках морфометричних параметрів структур за РЗ.

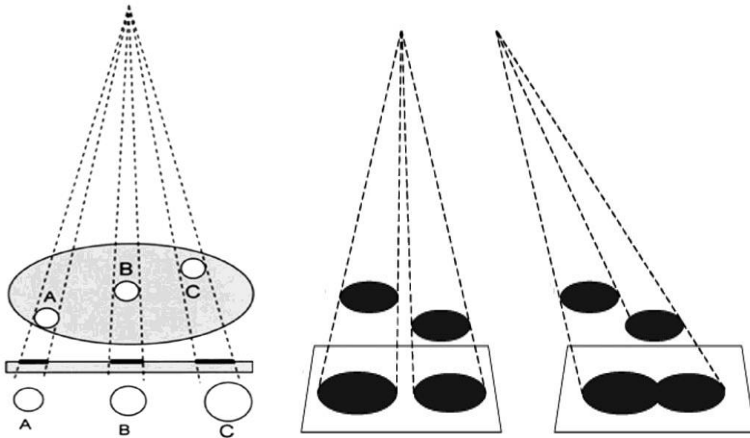


Рисунок 2.19 – Формування рентгенівських проєкцій об'єктів від точкового джерела

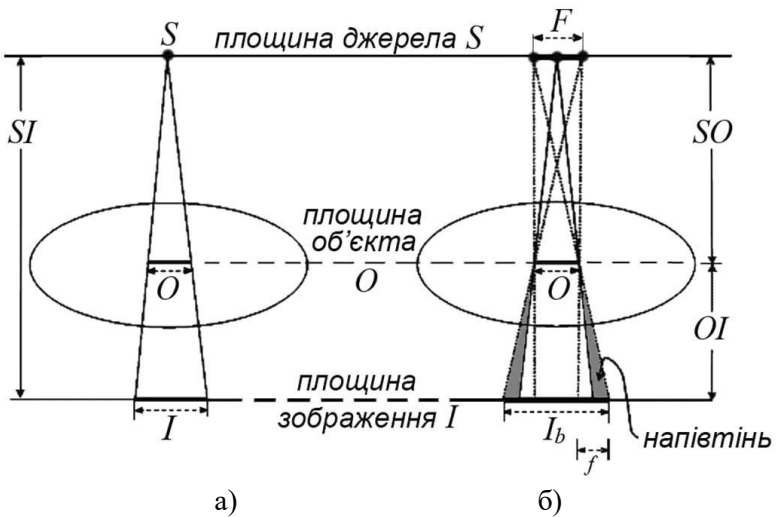


Рисунок 2.20 – Схема просторового формування РЗ:
 а – за умови дії точкового джерела випромінювання S ;
 б – за умови дії площинного джерела з розміром фокуса F [10]

Якщо джерело випромінювання не є точковим (рис. 2.20, б), а має певний розмір фокусної плями F (рис. 2.5), можна розглядати його як сукупність точкових джерел S_i . Спільна дія цих джерел формує РЗ, на якому об'єкт збільшується ($I_b > I$) за рахунок розмивання його контуру, що набуває вигляду розпливчатої смуги (напівтіні розміру f). Так формується **геометрична нерізкість** контурів зображення, яка може погіршити умови аналізу РЗ та якість діагностики. Величину геометричної нерізкості f за рис. 2.20, б визначимо як

$$f = F \frac{OI}{SO} = F \frac{OI}{SI - OI}.$$

Наприклад, для реальних параметрів $F = 3$ мм, $OI = 200$ мм, $SO = 1000$ мм отримаємо величину геометричної нерізкості 0,6 мм. Щоб максимально зменшити геометричну нерізкість, необхідно застосовувати режим зйомки з малим фокусом (рис. 2.5), збільшити ШФВ, забезпечити щільне прилягання об'єкта до детектора.

2.3.2 Вплив об'єкта зйомки

Фізіологічні, довільні та мимовільні рухи об'єкта під час рентгенографії можуть спричинити **динамічну нерізкість** РЗ (рис. 2.21, а). Динамічна нерізкість може завадити виявленню невеликих патологічних осередків через їх «розмиття» на РЗ. Щоб максимально знизити вплив динамічної нерізкості під час рентгенографії фізіологічно рухомих органів (серце, легені, шлунок), необхідно за можливості скоротити час зйомки, проводити її із затримкою дихання, а в усіх інших випадках забезпечити надійну фіксацію об'єкта.

Відповідно до закону Бугера – Ламберта – Бера (1.8) розподіл інтенсивності рентгенівського випромінювання за об'єктом залежить від просторової зміни одразу двох параметрів об'єкта – його товщини x та коефіцієнта лінійного ослаблення випромінювання μ . У загальному випадку об'єкт зйомки всередині може бути морфологічно неоднорідним, містити кілька шарів речовин змінної товщини з нечіткими переходами від одного шару

до іншого. Це зумовлює абсорбційну та/або *морфологічну нерізкість* РЗ. Особливо нерізкими виглядають межі структур круглого або овального перерізу (рис. 2.21, б).

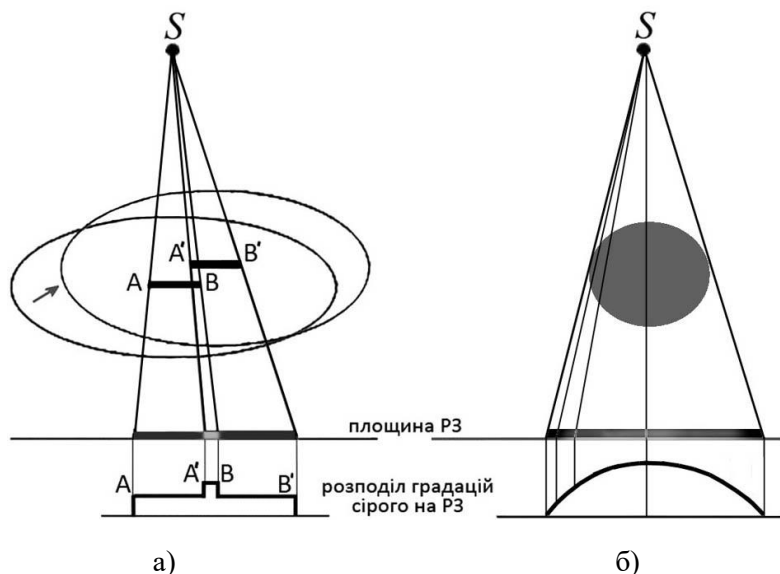


Рисунок 2.21 – Схема формування РЗ однорідного об'єкта:
 а – для рухомого тонкого об'єкта АВ (зі зміщенням праворуч);
 б – для об'єкта круглого перерізу

Анатомічні структури залежно від хімічного складу здатні не тільки ослаблювати рентгенівські промені, але й розсіювати їх (табл. 1.4). Лише близько 1 % променів проходять крізь тіло людини по прямій лінії та формують правильну рентгенівську проекцію на детекторі зображення (рис. 2.22). Усі інші промені більшою чи меншою мірою змінюють початковий напрям, через що на детекторі випадковим чином утворюються елементи зображення, розташовані поза очікуваною геометричною проекцією. Якість такого РЗ значно знижується. Для покращення зображення застосовують *відсіювальні ґратки* (растри), що затримують більшість розсіяних променів (рис. 2.23).

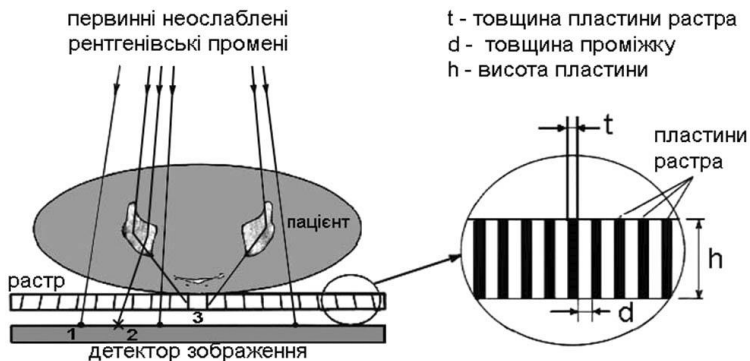


Рисунок 2.22 – Вплив відсіювальної ґратки на формування проєкційного рентгенівського зображення:

1 – правильна геометрична проєкція; 2 – хибна проєкція від розсіяного променя; 3 – затримані растром розсіяні промені



Рисунок 2.23 – РЗ органів грудної клітки без растра (ліворуч) і з растром (праворуч)

Растр містить свинцеві пластини завтовшки $t = 0,02 \div 0,3$ мм. Частота розташування пластин $1/(t+d)$ у різних растрах може коливатись від 3 до 6 пластин/мм. Пластини растра нахилені відповідно до кута падіння рентгенівських променів у розрахунку на пропускання нерозсіяних променів. Проміжки між пластинами мають розмір $d=0,13 \div 0,25$ мм та заповнені матеріалом з низьким коефіцієнтом ослаблення рентгенівських променів (полімери). Висота растра становить $h=1,5 \div 2,5$ мм. Співвідношення растра h/d (*grid ratio*) визначає ступінь «очищення» рентгенівського пучка від розсіяного тілом випромінювання перед потраплянням на детектор.

2.3.3 Вплив детектора випромінювання

Рентгенівські промені, пройшовши крізь тіло пацієнта, потрапляють на рентгеночутливий пристрій (детектор). У рентгенівських детекторах енергія рентгенівського випромінювання перетворюється у інші форми, що дозволяє виявити його візуально чи електронними засобами. Детектори в певний спосіб фіксують просторовий розподіл інтенсивності випромінювання (променевий рельєф), що сформувався після взаємодії рентгенівського пучка з досліджуваним об'єктом. Рентгенівські детектори для медичної візуалізації мають особливі вимоги щодо енергетичних, просторових і часових параметрів.

Як правило, фотони поглинаються матеріалом детектора, а передача енергії відбувається через іонізацію [23]. Кількість іонізацій N на фотон пропорційна енергії E поглиненого фотона і залежить від середньої енергії e , необхідної для утворення пари електрон – іон у матеріалі детектора

$$N = E / e.$$

Енергетична роздільна здатність детектора визначається статистичним розкидом кількості іонізацій на один фотон

$$\sigma = F \times N,$$

де F – коефіцієнт (фактор) Фано, що розглядається як відношення шуму до сигналу; це міра точності, з якою випадкове число може бути оцінене на часовому проміжку, протягом якого відбуваються кілька випадкових подій. Для пуассонівського процесу $F = 1$.

Критичними параметрами для вибору відповідного детектора є: ефективність, енергетична роздільна здатність та час затримки, тобто час обробки імпульсів детектора. Мірою для енергетичної роздільної здатності є повна ширина на половині максимуму (спектральна ширина сигналу) – FWHM.

$$FWHM = 2,36 \cdot eFE.$$

Ефективність детектора залежить від енергії випромінювання, що визначається, а також від щільності та типу матеріалу детектора (газонаповнені, сцинтиляційні, напівпровідникові детектори тощо).

Квантова ефективність детектора (DQE) є однією з основних фізичних змінних, пов'язаних з якістю зображення в рентгенографії, і стосується ефективності детектора в процесі перетворення падаючої енергії рентгенівського випромінювання в сигнал зображення. DQE визначається через відношення сигнал / шум на вході SNR_{in} та виході SNR_{out} детектора:

$$DQE = (SNR_{out})^2 / (SNR_{in})^2.$$

Квантова ефективність детектора залежить від характеристик випромінювання, просторової частоти та матеріалу детектора.

Роздільна здатність за часом – мінімальний часовий інтервал між двома подіями, за якого вони будуть зафіксовані як такі, що належать до різних моментів часу. У медичній візуалізації цей параметр визначає час отримання одного кадру зображення, залежить від динаміки фізіологічних процесів та руху органів і орієнтовно становить [24]:

легені, серце – 15÷60 кадрів/с;

кровоносні судини – 2÷30 кадрів/с.

Просторова роздільна здатність (розрізнення) – величина, що означає розмір найменших об'єктів, помітних на зображенні. Для медичних РЗ граничне розрізнення залежить від анатомо-морфологічної будови тіла [24]:

м'які тканини – 400÷150 мкм;

кістки – 165÷125 мкм;

молочна залоза, зуби – 100÷25 мкм.

Для оцінювання просторового розрізнення РЗ у класичній рентгенівській візуалізації застосовують параметр просторової частоти, яка визначається кількістю пар ліній на міліметр (пара ліній – це лінія + проміжок), що розрізняються на РЗ смугових тест-об'єктів (рис. 2.24) [25]. Рентгенівські штрихові міри – це пластикові пластинки з нанесеними на них свинцевими смугами різної ширини та товщини: 1,0÷4,8 п.л./мм, 0,1 мм Pb; 0,5÷5,0 п.л./мм, 0,1 мм Pb; 0,6÷5,0 п.л./мм, 0,05 мм Pb; 1,5÷20,0 п.л./мм, 0,025 мм Pb. На РЗ такого тест-об'єкта виявляють

граничну просторову частоту ліній, які ще можна розрізнити окремо. Це і є роздільна здатність певної рентгенівської системи.

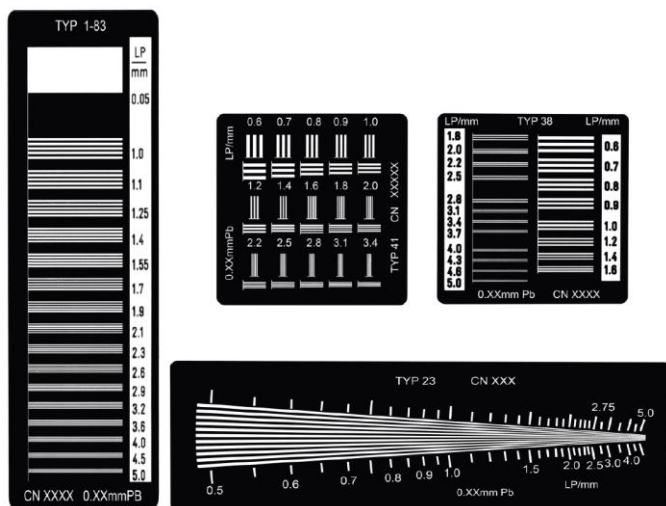


Рисунок 2.24 – Штрихові міри *Leeds Test Objects* для оцінювання просторового розрізнення рентгенівських зображень [25]

2.4 Системи відтворення рентгенівського зображення

Просторовий розподіл рентгенівського випромінювання, зафіксований детектором, надалі має бути перетворений (конвертований) в аналогічний просторовий розподіл світлового потоку, що сприймається органами зору спостерігача, тобто в оптичне зображення, відповідне рентгенівському. У цьому й полягає завдання відтворення рентгенівського зображення. Системи рентгенівської візуалізації базуються на різних принципах та засобах відтворення зображення (рис. 2.25) [6, 26, 27].

Системи відтворення зображення з проміжними носіями інформації дозволяють «запам'ятати» та згодом унаочнити рентгенівські зображення нерухомих об'єктів після дослідження (технології рентгенографії), тоді як системи реального часу дають

можливість фіксувати серію рентгенівських зображень рухомого об'єкта безпосередньо в процесі дослідження, у відеорежимі (технології рентгеноскопії).



Рисунок 2.25 – Класифікація систем відтворення рентгенівського зображення за типом детектора

На початку ери рентгенівської візуалізації дослідники застосовували пластини з радіочутливим покриттям ($\text{Ba}[\text{Pt}(\text{CN})_4]$ тощо), світіння (люмінесценція) якого допомагало безпосередньо бачити розподіл інтенсивності рентгенівських променів, що пройшли крізь досліджувані об'єкти.

Для медичних досліджень застосовувалися рентгенолюмінесцентні екрани з покриттям (CaWO_4 , $\text{ZnS}(\text{Cu})$, CdSO_4 тощо). Люмінесцентні екрани були прямими перетворювачами розподілу рентгенівського випромінювання у видиме зображення. Світіння

екрана було видно з боку лікаря (рис. 1.4). Проте екран світився слабо – енергетичний вихід не перевищував 20%. Зображення можна було розглядати лише в затемненому приміщенні після 15-хвилинної темної адаптації. Лікар був зобов'язаний користуватися захисними пристроями, адже перебував у зоні опромінення. Видиме на екрані рентгеноскопічне зображення було не дуже детальним, до того ж його можна було тільки роздивлятися без збереження. Лікар замальовував на папері видимі на екрані анатомічні структури спрощено, у вигляді контурного зображення (скіаграми), на якому позначав діагностичні знахідки.

2.4.1 Системи відтворення рентгенівського зображення з проміжними носіями інформації

Системи з проміжними носіями інформації дозволяють сформувати планарне рентгенівське зображення на площинних рентгеночутливих детекторах різного типу.

Рентгенівська плівка – це гнучка прозора полімерна плівка, покрита світлочутливою емульсією на основі галогенідів срібла AgI та AgBr. При опроміненні цієї емульсії рентгенівським випромінюванням відбувається перетворення позитивних іонів срібла в нейтральні атоми срібла. Для унаочнення зображення на плівці потрібна її хімічна проявка, яка полягає у відновленні мікрокристалів галогенідів срібла на ділянках плівки, що опинилися під опроміненням. Візуально вони мають різний ступінь почорніння. Прозорими залишаються лише незасвічені випромінюванням ділянки плівки. Перед зйомкою плівка вкладається у непрозору пластикову касету відповідного розміру. Робота з плівкою здійснюється у темній кімнаті. Технологічний процес плівкової рентгенографії передбачає такі процедури: заряджання касети, просвічування об'єкта з експонуванням плівки, хімічна обробка плівки та її просушування.

Рентгенограми фіксувались на рентгеночутливій плівці вже на початку ХХ ст., проте для виготовлення плівкової рентгенограми

опромінення тривало 1,5–2 год, що було спричинено недосконалістю обладнання та низькою чутливістю самої плівки. Нині процес експозиції та проявки рентгенівських плівок відбувається значно швидше, в автоматизованому режимі. Розрізнявальна здатність рентгенівської плівки сягає понад 20 пар ліній/мм, жоден сучасний безплівковий детектор РЗ не здатен перевершити рентгенівську плівку за детальністю візуалізації дрібних анатомічних структур. Однак висока вартість рентгенівської плівки (вміст срібла $5\div 10$ г/м²), складність процесу її фотохімічної обробки та неможливість отримання дублікату знімка визначають низьку технологічність плівкової рентгенографії загалом та неможливість її застосування спільно із сучасними комп'ютерними системами обробки зображень.

Система «підсилюючий екран-плівка» застосовується для підвищення чутливості рентгенівської плівки. Підсилююча дія рентгенолюмінесцентних екранів (CaWO₄ або LaBr) ґрунтується на перетворенні іонізуючого випромінювання в оптичне, що майже повністю поглинається плівкою. Плівка поглинає лише приблизно 1% рентгенівського випромінювання, тоді як екран – до 20%. Екран, інтенсивно засвічуючи рентгенівську плівку, забезпечує збільшення її чутливості у 5–80 разів, що суттєво зменшує час експозиції, а отже, і променеве навантаження на пацієнта. Ступінь екранного підсилення зростає при збільшенні товщини емульсії підсилюючих екранів, але разом з цим дещо втрачається різкість РЗ. Розрізнявальна здатність плівкової рентгенограми в процесі застосування підсилюючого екрана не перевищує 10 пар ліній/мм.

Запам'ятовуючі пластини. Перехідним етапом від плівкової до комп'ютерної рентгенографії стало застосування рентгеночутливих пластин на запам'ятовуючих люмінофорах. Ця технологія базується на використанні фізичного ефекту фотостимульованої люмінесценції. Для запам'ятовування рентгенівського зображення в пластині є прошарок люмінофору з фотостимульованою пам'яттю – складна хімічна сполука, найчастіше типу

$\text{BaFBr}_{x-1}\cdot\text{Eu}_{2+}$. Такий люмінофор здатен утворювати приховане зображення, що формується в його кристалах під дією рентгенівського випромінювання. Електрони флуоресцентних кристалів збуджуються та потрапляють на проміжні енергетичні рівні (пастки), переходячи на тривалий час у квазістабільний стан. Для виведення електронів з цього стану застосовують опромінення лазерним пучком. Отриманий електронами надлишок енергії вивільнюється, спричиняючи емісію видимого світла, довжина хвилі якого відрізняється від довжини хвилі випромінювання скануючого лазера. Цей світловий сигнал реєструється фотоелектронним приймачем.

Кадр РЗ формується в дигітайзері за допомогою системи лазерного сканування пластини та перетворення світлового потоку фотоелектронним помножувачем і АЦП в масив 8-бітних цифрових даних. Після зчитування пластини в дигітайзері зображення «стирається» під дією ультрафіолетового випромінювання, і пластини готова до повторного застосування (до 50000 циклів). За розмірами запам'ятовуючі пластини сумісні з існуючими рентгенівськими касетами. Детектор такого типу дозволяє розширити динамічний діапазон яскравостей до 10^4 та забезпечити лінійність передачі яскравості на всьому цьому діапазоні, тоді як у звичайної рентгенівської плівки діапазон яскравостей не перевищує 10^3 та є лінійним в обмеженій області. Слід зазначити, що чутливість запам'ятовуючих пластин істотно вища за чутливість рентгенівської плівки, а час експозиції пластин у 5–10 разів менший. Час отримання зображення становить 1...2 хв (без застосування темної кімнати та «микрої» фотохімічної обробки). Розрізнявальна здатність наближається до 20 пар ліній/мм. Зображення зберігаються у цифровому вигляді, можуть бути роздруковані на звичайну плівку або папір. Недоліком систем рентгенографії із запам'ятовуючими пластинами є висока вартість комплексу обладнання для сканування пластини та відтворення зображення.

Пластини для електрорентгенографії – пластини з покриттям із фотонапівпровідника – аморфного селену, нанесеного шаром 100...500 мкм. Після рівномірного нанесення на пластину електричного заряду відбувається її експонування рентгеновським випромінюванням, яке за умови взаємодії з селеновим покриттям генерує вільні носії заряду та зменшує електричний опір, що призводить до нейтралізації заряду, нанесеного на селенову пластину, відповідно до інтенсивності діючого рентгеновського випромінювання. Зрештою на поверхні пластини утворюється приховане електростатичне зображення, що проявляється в процесі напилення та осідання спеціального зарядженого порошку – електрографічного проявника. Далі видиме порошокове зображення переносять на папір. Перевагами електрорентгенографії порівняно з плівковою є більша контрастність знімку та швидкість його отримання, відсутність фотообробки, використання однієї пластини до 1000 разів.

2.4.2 Системи відтворення рентгеновського зображення в режимі реального часу

Системи рентгеновської візуалізації реального часу дають можливість відтворювати зображення рухомих об'єктів у реальному часі. Вони поділяються на системи непрямого та прямого перетворення.

У системах непрямого перетворення спершу застосовуються сцинтиляційні екрани, за допомогою яких сформований рентгеновський променевий рельєф перетворюється в оптичне зображення, що потім за допомогою сканування перетворюється у відеосигнал. Далі цей сигнал використовується для формування кінцевого рентгеновського відеозображення. У системах прямого перетворення розподіл рентгеновського випромінювання безпосередньо перетворюється у відповідний розподіл електричних сигналів, який використовується для формування кінцевого відеозображення. Відсутність проміжних носіїв інформації, витратних матеріалів, додаткового обладнання та пов'язаних з ними операцій знижує

витрати на отримання рентгенівських зображень і значно підвищує швидкість їх формування [24–26].

Рентгенотелевізійні системи на основі рентгенівських електронно-оптичних перетворювачів (РЕОП) є перетворювачами рентгенівського випромінювання у видиме з одночасним підсиленням яскравості зображення.

РЕОП – це електровакуумний прилад, схема якого наведена на рис. 2.26 [26]. На вході РЕОП розташований екранно-катодний вузол, що містить сцинтиляційний екран 1 та фотокатод 2, які перебувають в оптичному контакті. Екран 1 перетворює тіньове рентгенівське зображення у видиме. За принципом зовнішнього фотоэффекта фотокатод 2 під дією світлових фотонів випускає електрони, що прискорюються і фокусуються електронно-оптичною системою РЕОП. Електронно-оптична система утворена електродами 3–5, на які щодо екранно-катодного вузла подаються певні високі напруги.

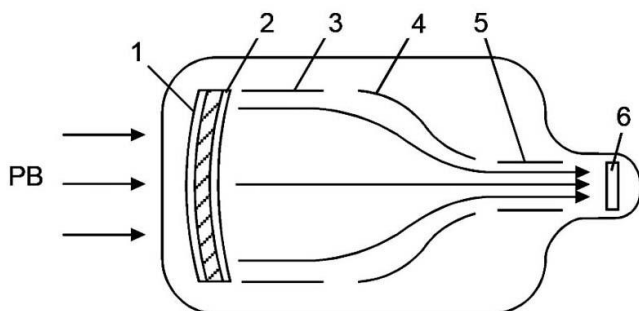


Рисунок 2.26 – Рентгенівський електронно-оптичний перетворювач:
1 – сцинтиляційний екран; 2 – фотокатод; 3–5 – електроди електронно-оптичної системи; 6 – вихідний екран;
РВ – рентгенівське випромінювання

Прискорені та сфокусовані електрони бомбардують вихідний екран 6, виготовлений з дрібнозернистого люмінофора, нанесеного на внутрішню сторону вихідного вікна РЕОП. Унаслідок цього люмінофорний екран 6 перетворює електронне зображення на

видиме зображення високої яскравості. Перетворення вхідного рентгенівського зображення у вихідне супроводжується зменшенням його розміру приблизно в 10 разів. Отже, в РЕОП має місце потрійне перетворення зображення: рентгенівського у видиме, видимого в електронне й електронного знову у видиме.

Діаметр робочого поля різних типів РЕОП становить від 120 до 400 мм. Діаметр вихідного екрана – 20, 25, 30 або 35 мм.

Вхідні сцинтиляційні екрани в сучасних РЕОП виготовляють здебільшого з йодиду цезію CsI. Для поліпшення взаємного спектрального узгодження фотокатода та екрана CsI як активатор до нього вводять натрій.

Зображення, сформоване на вихідному екрані РЕОП, за допомогою оптичної системи переносять на вхід перетворювача «світло – сигнал» телевізійної камери, який може бути реалізований як матриця на основі пристроїв із зарядним зв'язком (ПЗЗ-матриці), а також КМОП-сенсорів.

Електричний відеосигнал з виходу телевізійної камери подають на телевізійний монітор, на якому відтворюється рентгенотелевізійне зображення досліджуваного об'єкта, а також в комп'ютер для обробки, аналізу та архівування зображень.

Рентгенотелевізійні системи на основі РЕОП та телевізійної камери мають розрізняльну здатність у діапазоні 3...5 пар ліній/мм.

Недоліками систем на основі РЕОП є висока вартість, великі габарити та маса, відносно незначний розмір робочого поля, чутливість до вібрацій та ударів.

Рентгенотелевізійні системи «сцинтилятор – ПЗЗ». Схема системи «сцинтилятор – ПЗЗ» зображена на рис. 2.27.

Сцинтиляційний екран перетворює тіньове рентгенівське зображення досліджуваного об'єкта у видиме.

Перенесення видимого зображення з екрана на ПЗЗ-матрицю телевізійної камери відбувається з поворотом на 90° із застосуванням об'єктива та дзеркала. Для захисту від прямого рентгенівського випромінювання, що може спричинити деградацію

ПЗЗ-матриці, телевізійна камера укладається в захисний свинцевий екран. Як сцинтиляційний екран у таких системах застосовують монокристалічні екрани на основі йодиду цезію, активованого талієм CsI (Tl), і порошкові екрани на основі оксисульфіда гадолінію, активованого тербієм Gd_2O_2S (Tb). Через низьку яскравість світіння сцинтиляційних екранів у телевізійних камерах таких систем необхідно застосовувати високочутливі ПЗЗ-матриці.

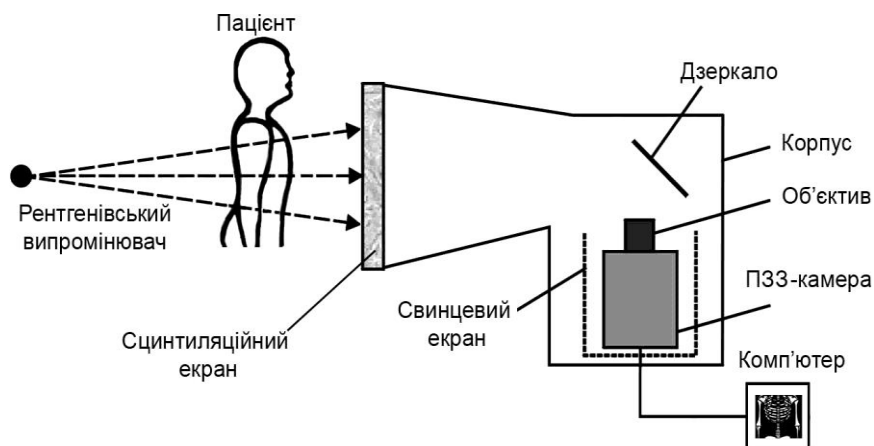


Рисунок 2.27 – Схема рентгенотелевізійної системи «сцинтилятор – ПЗЗ»

Ці системи мають низьку переваг, якщо порівнювати із системами на основі РЕОП: можливість зміни сцинтиляційного екрана, що дозволяє змінювати розмір робочого поля та інші параметри системи; простота конструкції; малі габарити та маса; низька вартість тощо. Відносна чутливість рентгенотелевізійної системи «сцинтилятор – ПЗЗ» відповідає чутливості плівкової радіографії. Розрізнявальна здатність таких систем складає 2...10 пар ліній/мм і визначається параметрами екрана та ПЗЗ-матриці, а також розміром робочого поля.

Для збільшення розміру робочого поля та розрізняльної здатності було запропоновано зчитувати зображення зі сцинтиляційного екрана декількома ПЗЗ-матрицями (від 4 до 88). Кожна ПЗЗ-матриця (сенсор) формує часткове зображення. Зображення від кожного окремого сенсора в процесі обробки зшиваються та формується результуюче зображення об'єкта. Така багатосенсорна технологія дозволила створити відносно недорогі та оптимальні за параметрами рентгенівські детектори. Основними перевагами таких детекторів є велике робоче поле, що може сягати 432×432 мм, а також висока розрізняльна здатність (до 7 пар ліній/мм).

Системи на основі плоскопанельних детекторів. В останні роки розроблені плоскопанельні матричні детектори іонізуючого випромінювання на основі напівпровідникових структур. У детекторах непрямого перетворення (типу «сцинтилятор – напівпровідник») використовується проміжне перетворення іонізуючого випромінювання у видиме. У детекторах прямого перетворення іонізуюче випромінювання безпосередньо перетворюється в електричний сигнал. Найбільш поширеними на цей час є плоскопанельні детектори непрямого перетворення. Як плоскопанельні детектори «сцинтилятор – напівпровідник» найчастіше використовуються панелі на основі аморфного кремнію (a-Si) в комбінації зі сцинтилятором з оксисульфиду гадолінію Gd_2O_2S , активованого Tb або Eu, або з йодиду цезію CsI, активованого Tl або Na. Сцинтилятори трансформують рентгенівське випромінювання у видиме світло, яке потрапляє на матрицю фотодіодів з аморфного кремнію та конвертується в електричний заряд.

Чутливість і розрізняльна здатність детектора з порошковим сцинтилятором з Gd_2O_2S залежить від товщини та розмірів зерна (зернистості) сцинтилятора. Однак при збільшенні його товщини зростає розсіювання світла та погіршується розрізняльна здатність детектора [26]. Для зменшення розсіювання світла

в сцинтиляторі та підвищення розрізняльної здатності детектора застосовують сцинтилятор CsI з монокристалічною голчастою структурою. Монокристали CsI голчастої структури орієнтовані перпендикулярно поверхні сцинтилятора та спрямовують світло до фотодіодної матриці подібно до оптоволокна, без розсіювання.

Плоскопанельні детектори *непрямого перетворення* є збірками фотодіодів з нанесеним на них сцинтилятором на активній TFT-матриці (TFT – *thin film transistor*, або тонкоплівковий транзистор). Матриця TFT-транзисторів є досить простою структурою електронних перемикачів (рис. 2.28). Ємність фотодіода 1 в початковому стані заряджена до напруги U^+ . При опроміненні світлом вона розряджається тим більше, чим більшою є інтенсивність світла на фотодіоді 1.

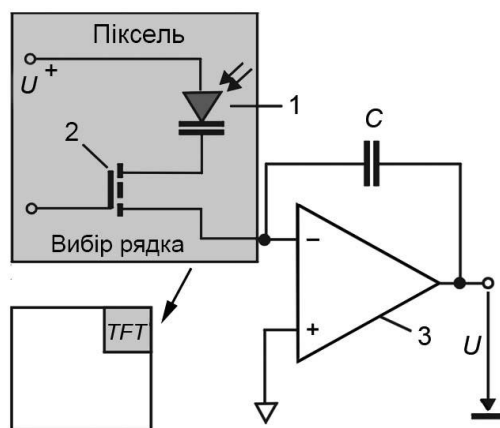


Рисунок 2.28 – Схема елемента матриці TFT:

1 – фотодіод; 2 – тонкоплівковий транзистор (TFT); 3 – підсилювач

У процесі зчитування TFT-транзистор 2 відкривається, і ємність знову заряджається до напруги U^+ . Величина заряду ємності перетворюється підсилювачем 3 в напругу, яка далі подається на аналого-цифровий перетворювач.

Максимальні розміри плоскопанельних детекторів «сцинтилятор – напівпровідник» становлять 40×40 см,

а розрізнявальна здатність – до 10 пар ліній/мм, що відповідає розміру пікселя 50 мкм.

Особливістю аморфного кремнію є висока радіаційна стійкість, що дає можливість застосовувати такі детектори за високих енергій рентгенівського випромінювання.

У плоскопанельних детекторах *прямого перетворення* напівпровідниковий шар розташовується безпосередньо на матриці TFT-транзисторів.

У напівпровідниковому шарі під впливом рентгенівського випромінювання генеруються електронно-діркові пари. Під дією прикладеної напруги виникає електричний струм, що підсилюється та використовується для формування зображення об'єкта.

Найбільш поширеними варіантами детекторів прямого перетворення є панелі на основі аморфного селену (a-Se) і монокристалічного телуриду кадмію (CdTe).

У першому випадку TFT-матриця покривається шаром аморфного селену, завдяки чому рентгенівське випромінювання перетворюється безпосередньо в цифровий сигнал без використання сцинтиляторів. Внаслідок цього досягається якість зображення, властива для рентгенівської плівки. Недоліком детекторів на основі a-Se є робота у вузькому діапазоні робочих температур ($5 \div 30^\circ\text{C}$), що зумовлено необхідністю уникнення кристалізації селенового шару.

Плоскопанельні детектори прямого перетворення на основі телуриду кадмію CdTe можуть працювати в більш широкому температурному діапазоні, якщо енергія рентгенівського випромінювання не перевищує 300 кеВ, маючи при цьому в кілька разів більшу чутливість. Крім того, CdTe має значний коефіцієнт екранування рентгенівського випромінювання (понад 99%, якщо товщина становить 1 мм та енергія – 120 кеВ), що забезпечує високу радіаційну стійкість і тривалий термін служби таких детекторів.

2.5 Блок живлення рентгенівського апарата

Блок живлення (високовольтний генератор) є одним з основних елементів рентгенівських апаратів і комплексів. Рентгенівський блок живлення (РБЖ) – це комплекс електричної, електромеханічної та електронної апаратури, що забезпечує живлення рентгенівської трубки, вибір, регулювання і стабілізацію режимів її роботи, її захист від перевантаження при проведенні різних видів діагностичних досліджень, а також узгоджену взаємодію всіх вузлів і блоків рентгенівського апарата.

Основними технічними параметрами РБЖ є:

- діапазон регулювання анодної напруги (кВ) і анодного струму (мА) рентгенівської трубки для виконання знімків (рентгенографії) та просвічування (рентгеноскопії);
- гранично допустима потужність, що виділяється на аноді трубки (кВт) при виконанні знімків та просвічування;
- діапазон тривалості подачі рентгенівського випромінювання (с) або кількості електрики (мАс);
- точність виконання уставок анодної напруги та струму, кількості електрики або тривалості подачі випромінювання.

Радіаційними показниками якості роботи РБЖ є стабільність дози випромінювання, спектральний склад, питомий радіаційний вихід.

Діапазон робочих напруг для рентгенодіагностичних апаратів обмежується величиною 150 кВ. Діапазон регулювання анодного струму становить від десятих часток міліамперів у режимі просвічування до 2–3 А в режимі виконання знімків.

Залежно від тривалості подачі рентгенівського випромінювання розрізняють кілька режимів роботи РБЖ. Повторно-короткочасний режим використовується під час рентгеноскопії до 5 хв з потужністю 100–500 Вт. Короткочасний режим застосовується в процесі рентгенографії з потужністю від 0,5 до 200 кВт і тривалістю від 0,001 до 10 с. У цьому разі необхідні перерви між увімкненнями від десятків секунд до

декількох хвилин, щоб уникнути перегріву та виходу рентгенівської трубки з ладу.

Живлення рентгенівських апаратів слід здійснювати від однофазних або трифазних електричних мереж загального призначення номінальною напругою 220 і/або 380 В з відхиленням не більше ніж $\pm 10\%$ і частотою (50 ± 1) Гц.

Напруга мережі подається на регулятор напруги, потім крізь пристрій комутації змінна напруга заданої величини надходить на первинну обмотку високовольтного (основного) трансформатора. Висока напруга знімається із вторинної обмотки трансформатора та потім надходить на випрямний пристрій (високовольтний випрямляч). Далі випрямлена напруга (рис. 2.29) подається на рентгенівську трубку.

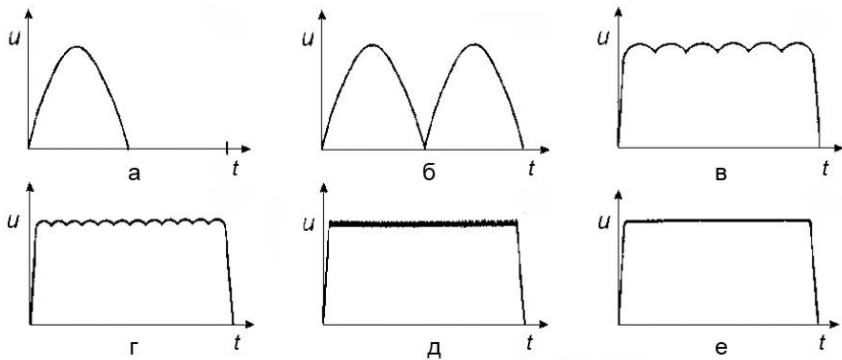


Рисунок 2.29 – Форми випрямленої напруги РБЖ [6]:
а – однонапівперіодна; б – двонапівперіодна; в – 6-пульсна;
г – 12-пульсна; д – високочастотна; е – постійна напруга

Схеми основного кола РПЖ (кола основного трансформатора) поділяються на такі типи:

- однонапівперіодні (1-пульсні);
- двонапівперіодні з однофазною мостовою схемою випрямлення (2-пульсні);

- 6-фазні (6-пульсні) з живленням від трифазної електромережі та трифазною мостовою схемою випрямлення;
- 12-фазні (12-пульсні) з живленням від трифазної електромережі та двома паралельно включеними трифазними мостовими схемами випрямлення;
- схеми з перетворенням напруги на підвищеній частоті;
- схеми, в яких регулювання напруги та комутація здійснюється зі сторони високої напруги за допомогою високовольтних електронних приладів;
- схеми імпульсного живлення рентгенівської трубки.

Встановлення значення анодної напруги здійснюється блоком установки напруги, в якому також компенсується падіння напруги в мережі та на елементах головного кола РПЖ. Напругу корегує блок корекції мережі.

Зміна струму нитки розжарювання катода та, відповідно, струму анода відбувається шляхом регулювання напруги на первинній обмотці трансформатора кола нагріву катода. Це регулювання може здійснюватися за допомогою зміни опору в колі первинної обмотки трансформатора кола нагріву катода або з використанням напівпровідникового перетворювача напруги.

Висока напруга на рентгенівську трубку подається після режиму підготовки при спрацьовуванні пристрою комутації. Для комутації застосовують електромеханічні контактори, або керовані електронні чи напівпровідникові прилади.

Процес виходу РБЖ на робочий режим супроводжується додатковою світлозвуковою індикацією. Блокування роботи РПЖ відбувається в разі:

- зниження тиску рідини в системі охолодження;
- відкриття рентгенозахисного блока;
- перевищення припустимого навантаження;
- перевищення припустимої температури ключових елементів схеми живлення;

- перевищення припустимої температури анода рентгенівської трубки;

- самовільного вимкнення навантаження від джерела.

Енергія, необхідна для вироблення імпульсного рентгенівського випромінювання, накопичується в конденсаторній батареї, що заряджається від мережі блоком зарядки. У блоці зарядки передбачено дворівневий захист в разі виникнення нештатних ситуацій та автоматичне розрядження конденсаторної батареї в разі відключення апарата від мережі.

Електрична схема РБЖ забезпечена мережевим фільтром для мінімізації впливу параметрів електричної мережі на роботу джерела. Органи управління та індикації робочих параметрів джерела розміщуються на передній панелі.

Схема на рис 2.30 [28] ілюструє основні компоненти сучасного медичного діагностичного високовольтного генератора (РБЖ). Електрична енергія надходить з одно- або трифазної електромережі змінного струму 50 або 60 Гц напругою від 380 до 480 В і перетворюється на анодну напругу в рентгенівській трубці 20 кВ (мамографія) та 150 кВ.

2.6 Блок управління рентгенівським апаратом

Блок управління (БУ) виконує такі функції:

- перетворення сигналів зі схем контролю струму й напруги рентгенівської трубки, отримуваних від рентгенівського випромінювача;

- апаратний контроль за можливим виникненням нештатних ситуацій у високовольтних електричних колах рентгенівського випромінювача;

- формування керуючих імпульсних послідовностей, що забезпечують задану величину анодної напруги рентгенівської трубки в умовах заданого анодного струму.

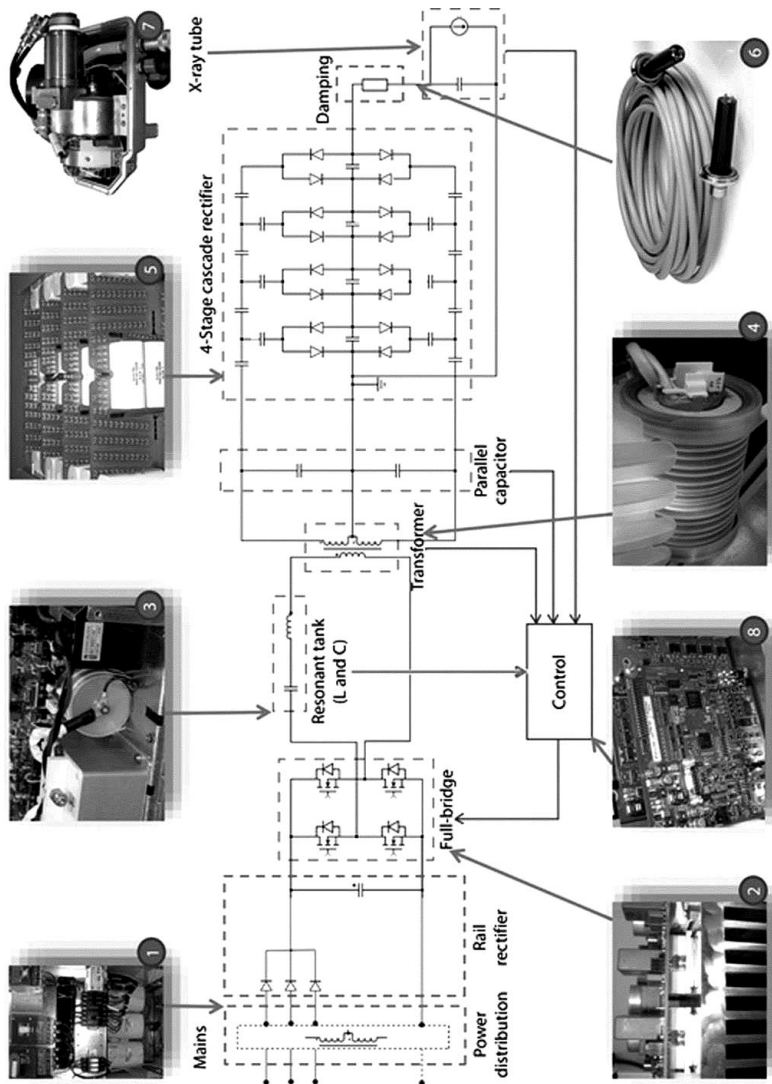


Рисунок 2.30 – Приклад електричної схеми РБЖ сучасного рентгенівського апарата [29]

Для забезпечення необхідної анодної напруги рентгенівської трубки (напруги уставки $U_{уст}$) застосовується замкнутий контур автоматичного регулювання частоти задавального імпульсного генератора ЗІГ, розташованого в блоці управління. Задана напруга $U_{уст}$ порівнюється із сигналом зворотного зв'язку від схеми контролю анодної напруги, розташованої в рентгенівському випромінювачі, і частота ЗІГ змінюється таким чином, щоб реальна анодна напруга рентгенівської трубки дорівнювала заданій. Основним задавальним, керуючим і контролюючим компонентом є вбудована спеціалізована мікро-ЕОМ.

У програмне забезпечення мікропроцесора закладена вся необхідна інформація про послідовність дій та обчислень, необхідних для вироблення рентгенівських імпульсів із заданими параметрами, інтерфейси двобічного зв'язку з процесором відеосигналу (крізь блок управління штативом) і з пультом управління, а також алгоритм роботи системи контролю за можливого виникнення нештатних ситуацій. Крім того, в елементах пам'яті містяться таблиці та константи, що відображають конфігурацію системи та режими її роботи, введені обмеження параметрів та індивідуальні особливості роботи конкретної рентгенівської трубки та конкретного РБЖ.

Існує два можливі режими роботи рентгенівського апарата: ручний і автоматичний.

У ручному режимі користувач задає значення анодної напруги (кВ) та кількості електрики (мАс). Анодний струм розраховується на основі значень заданої кількості електрики та відомої потужності, після чого обчислюється час експозиції. Отже, під час роботи в ручному режимі в контур автоматичного регулювання частоти подається прямокутний імпульс анодної напруги відомої амплітуди та розрахованої тривалості.

В автоматичному режимі заздалегідь задається тільки анодний струм, а амплітуда та тривалість імпульсу анодної напруги визначаються апаратно, виходячи з критеріїв отримання знімків

прийнятної якості за мінімальної дози опромінення пацієнта. Для цього в РБЖ існує замкнутий контур автоматичного управління величинами уставки анодної напруги та тривалості експозиції.

2.7 Спеціалізовані медичні рентгенівські системи

Система рентгенівської ангиографії застосовується для візуалізації кровоносних судин і камер серця здебільшого для проведення малоінвазивних хірургічних втручань на уражених кровоносних судинах.

Ангіографічна система складається з обертального штативного пристрою «С-дуга» з рентгенівською трубою та детектором, стола пацієнта, системи моніторів для візуалізації операційного поля, консолі управління (рис. 2.31–2.33). Ангіограф застосовується для створення нерухомих або відеозображень тіла під час введення контрастної речовини.

За допомогою катетерів у кров вводять йодвмісну контрастну речовину, що збільшує ослаблення рентгенівського випромінювання в крові та робить її видимою на рентгенівських зображеннях (статично або у відеорежимі).

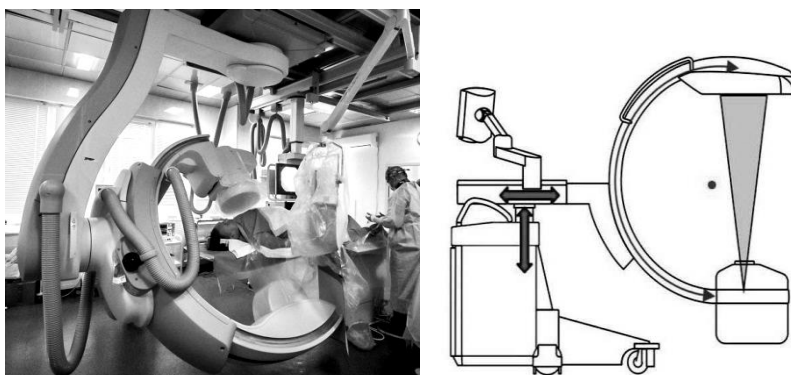


Рисунок 2.31 – Ангіографічний рентгенівський апарат [29]

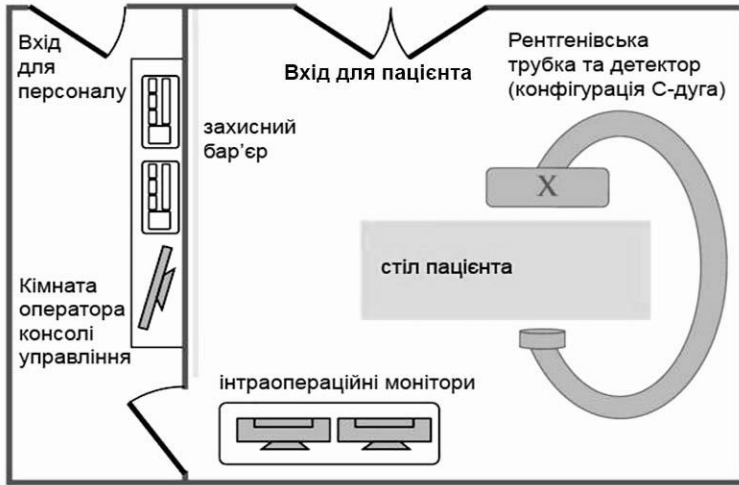


Рисунок 2.32 – Конфігурація ангиографічного блоку [30]



Рисунок 2.33 – Консоль управління ангиографом

Для всіх структур, крім серця, зображення зазвичай отримують за допомогою технології, що називається цифровою субтракційною ангиографією (DSA). У цьому разі зображення нерухомих структур зазвичай проводиться зі швидкістю 2–3 кадри/с

до введення контрасту та з контрастом. Цифрова постобробка дає можливість вилучити фон із кадрів з контрастуванням («відняти» зображення органів, видних на кадрі до контрастування), після цього отримуємо зображення лише судин, наповнених контрастною речовиною (рис. 2.34). Зображення серця виконуються з частотою 15–30 кадрів/с без застосування режиму субтракції (рис. 2.35).

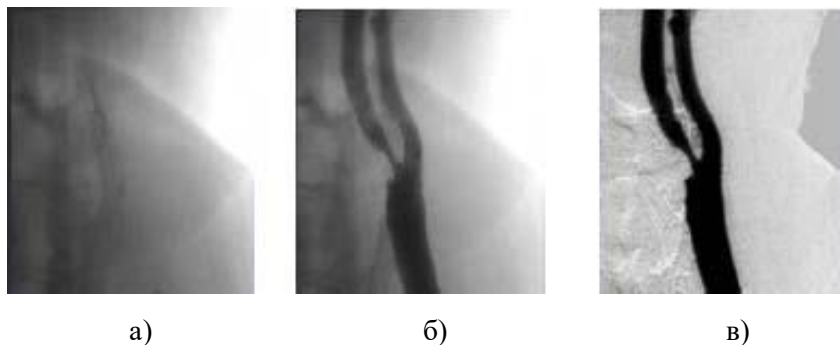


Рисунок 2.34 – Ангіограма судин: без контрасту (а), з контрастом (б) та субтракційна ангіограма (в)



Рисунок 2.35 – Ангіограма серця (коронарографія)

Система рентгенівської мамографії застосовується для візуалізації грудної залози з метою раннього виявлення злоякісних новоутворень. Загальний вигляд мамографа показаний на рис. 2.36 та 2.37.

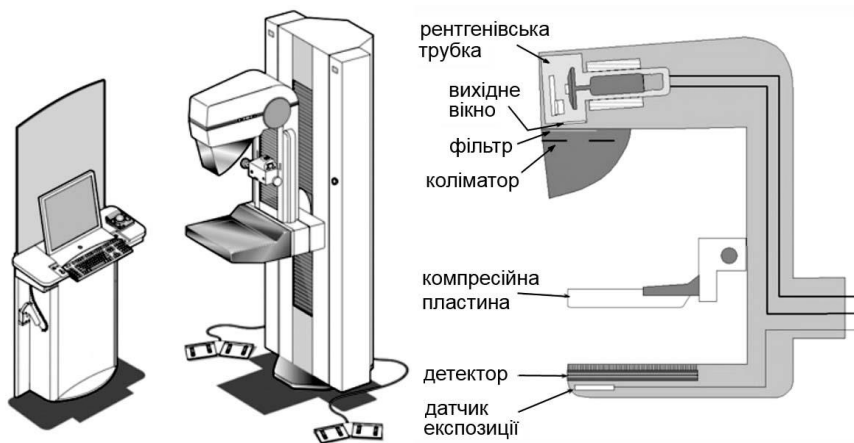


Рисунок 2.36 – Мамограф та структура його гентрі



Рисунок 2.37 – Мамографічне дослідження та його результат

Мамографічна система має вертикальний штатив з гентрі, у якому змонтована спеціальна рентгенівська трубка з елементами формування пучка, компресійна пластина, столик для укладки грудної залози, блок детектування зображення, пульт управління та блок живлення. Гентрі обертається для отримання знімків у прямій та косій проєкціях. Поруч з мамографом розташовується

пульт управління, що містить клавіатуру вибору режиму зйомки, монітор, за яким працює оператор, спостерігаючи за пацієнтом крізь рентгенозахисне просвинцьоване скло.

Щоб отримати РЗ грудної залози, що складається з м'яких тканин і має відносно вузький діапазон щільностей, застосовується спеціальна рентгенівська трубка з мішенню, яка продукує випромінювання, спектр якого має максимум в області низьких енергій. Для цього найчастіше використовується молибденова мішень, оскільки вона формує низькоенергетичний неперервний спектр із високоінтенсивними характеристичними піками 17,5 та 19,6 кеВ (рис. 2.38), а цієї енергії достатньо для детальної візуалізації грудей. Застосування саме характеристичного випромінювання у вузькому діапазоні енергій забезпечує високу контрастність зображення грудної залози та водночас значно обмежує її опромінення іншими компонентами рентгенівського спектра.

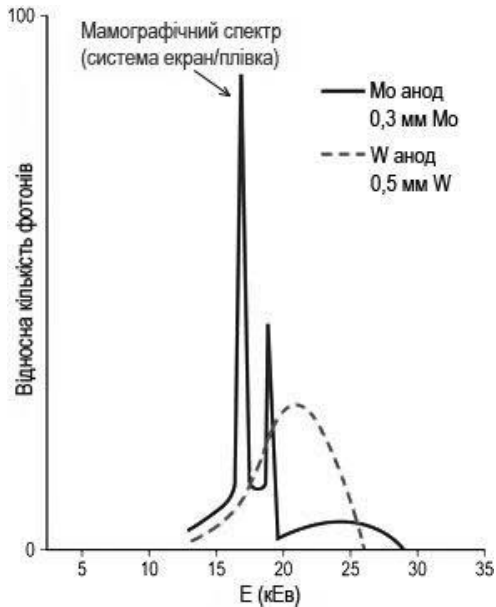


Рисунок 2.38 – Порівняння рентгенівського спектра молибдену зі спектром вольфраму [31]

Необхідною умовою для якісної візуалізації грудної залози є її компресія. Це покращує контрастність, обмежує рухи пацієнта, також досягається більш рівномірна щільність зображення та зменшується опромінення.

Висока просторова роздільна здатність мамограм необхідна для ідентифікації таких структур, як мікрокальцинати розміром близько 100 мкм. Для цього мамографічні трубки повинні мати надзвичайно малу фокусну пляму – 0,3 мм для звичайної мамографії. Для мамографії зі збільшенням потрібна ще менша фокусна пляма – 0,1 мм. Струм у трубці має бути якомога більшим, щоб тримати короткий час експозиції. Коли тривалість експозиції перевищує 1 с, може виникнути нерізкість руху. Для всіх мамографічних досліджень застосовують відсіювальні сітки, що ослаблюють розсіяне випромінювання а, отже, збільшують контраст РЗ, особливо при обстеженні щільної або об'ємної грудної залози. Сучасні мамографи мають опції автоматичного вибору комбінації мішень-фільтр, анодної напруги та струму трубки відповідно до щільності та товщини грудної залози. Крім того, пристрої автоматичного контролю експозиції визначають кількість випромінювання, що потрапляє в детектор, і припиняють експозицію при досягненні заздалегідь установленого рівня дози. Для стандартного обстеження обох грудних залоз у двох проєкціях доза опромінення становить приблизно 4,5 мГр.

2.8 Контрольні запитання та завдання до розділу 2

1. Назвіть основні блоки рентгенівського апарата.
2. Яка будова та принцип дії рентгенівської трубки?
3. Як здійснюється охолодження мішені рентгенівської трубки?
4. Поясніть, від чого залежить величина фокусу рентгенівської трубки.
5. Назвіть засоби формування рентгенівського пучка.

6. Наведіть загальну класифікацію систем відтворення рентгенівського зображення.

7. Як працює блок живлення рентгенівського апарата?

8. Як працює блок управління рентгенівського апарату?

9. Який принцип дії, призначення та особливості застосування рентгенівського ангиографа?

10. Який принцип дії, призначення та особливості застосування рентгенівського мамографа?

3 БУДОВА РЕНТГЕНІВСЬКОЇ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЧНОЇ СИСТЕМИ

Томографія (від грецьк. *τόμος* – «розріз» і *γράφω* – «пишу, зображую») – метод дослідження, що полягає в отриманні зображень окремих перерізів досліджуваного об'єкта. Рентгенівська комп'ютерна томографія – це провідний метод променевої діагностики, що уможливорює анатомічну візуалізацію тіла в перерізі завдяки застосуванню рентгенівської системи обертального сканування та обчислювальних засобів реконструкції томографічних зображень за даними сканування.

3.1 Історичні факти

У 70-х рр. ХХ ст. розпочався якісно новий етап розвитку рентгенівських методів медичних досліджень – упровадження **рентгенівської комп'ютерної томографії – РКТ** (англ. *CT*), що дала можливість отримати унікальні результати щодо просторового розташування анатомічних структур усередині людського тіла. На відміну від рентгенівського знімку, комп'ютерна томограма відображала будову тіла людини в перерізі завдяки застосуванню спеціального режиму сканування та систем реконструкції зображення.

Теоретиком комп'ютерної томографії визнаний Аллан Маклеод Кормак, який працював у Тафтському університеті (штат Массачусетс, США) (рис. 3.1). Наприкінці 50-х – на початку 60-х рр. минулого століття він розробив математичний метод для визначення ослаблення рентгенівських променів біологічними тканинами.

Метод Кормака ґрунтувався на численних вимірюваннях ослаблення тонкого рентгенівського пучка, який проходить крізь тіло під різним кутом; отримані дані відтворювали особливості поглинання променів частиною тіла, що сканувалась. За цими даними розраховувались параметри для кожної точки сканованого

простору, які, зрештою, і були застосовані для зображення тонкого поперечного зрізу тіла.

А. Кормак опублікував базові теоретичні роботи з комп'ютерної томографії впродовж 1963–1964 рр., проте слід зауважити, що в той час ці роботи не набули практичного значення через складність обчислювальних процедур. Зацікавлення цим методом виникло при появі швидкодіючих комп'ютерів. Лише тоді метод Кормака став відомим як комп'ютерна аксіальна томографія (КАТ), або КАТ-сканування. Інша назва цього методу – комп'ютерна томографія (КТ).

У 1967 р. незалежно від А. Кормака британський інженер Годфрі Ньюболд Хаунсфілд (рис. 3.1) створив перший рентгенівський КТ-сканер у Центральній дослідницькій лабораторії компанії ЕМІ. Перший клінічний комп'ютерний томограф було встановлено в Уїмблдонському шпиталі Аткінсона Морлі у 1971 р. та розпочато дослідження пацієнтів із патологіями головного мозку (рис. 3.2). У квітні 1972 р. ЕМІ оголосила про виробництво першої комерційної КТ-системи ЕМІСТ-1000, а вже у 1975 р. був створений КТ-сканер усього тіла.



Аллан Маклеод **Кормак**
(1924–1998 рр.)



Годфрі Ньюболд **Хаунсфілд**
(1919–2004 рр.)

Рисунок 3.1 – Лауреати Нобелівської премії з фізіології та медицини (1979 р.) «За розробку комп'ютерної томографії»



Перший прототип КТ-сканера, який розробив Хаунсфілд
(Виставка UKRC 2005, *Manchester G-MEX centre*)

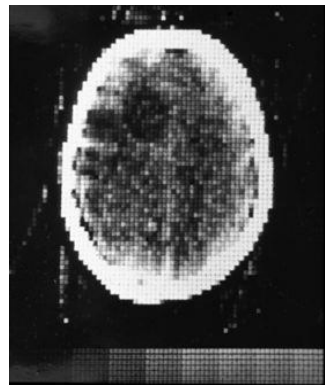
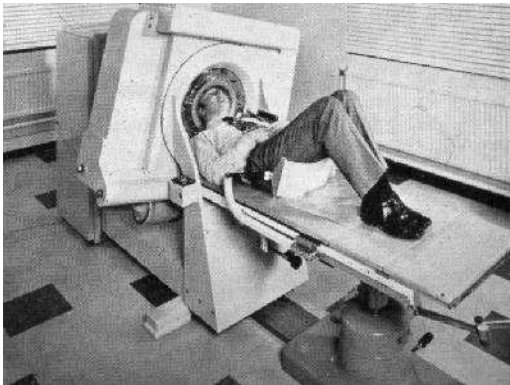


Рисунок 3.2 – Початкові етапи застосування КТ-сканера,
розробленого Г. Хаунсфілдом:
перше клінічне КТ-сканування (*Atkinson Morley's Hospital, 1971 р.*),
матриця зображення 80x80, час реконструкції 5 хв

Серійний комп'ютерний томограф мав чотири основних блоки: *генератор рентгенівського опромінення, сканувальний елемент (детектор), комп'ютер (для обчислення ступеня ослаблення рентгенівського опромінення внаслідок його поглинання тканинами); системи відображення з принтером (для візуального подання реконструйованих томографічних зображень)* [32–37].

Система сканування розташовувалася в гентрі вертикально (у площині ХУ), стіл пацієнта – горизонтально, вздовж осі Z. Аксиальне КТ-сканування здійснювалось навколо стола з пацієнтом із подальшим зміщенням стола (рис. 3.2).

Клінічні дослідження цього апарата відразу засвідчили, що КТ – великий крок уперед порівняно з іншими методиками отримання рентгенівських зображень тканин людини. Г. Хаунсфілд вважав, що комп'ютерний томограф у 100 разів ефективніший за звичайний рентгенівський апарат, оскільки обробляє всю отриману інформацію, а звичайна рентгенівська установка – лише близько 1%.

Науковий світ не забарився з оцінкою методу РКТ – уже за чотири роки після демонстрації промислового зразка томографа (1979 р.) його розробникам Г. Хаунсфілду та А. Кормаку було присуджено Нобелівську премію з фізіології та медицини. Іменем Г. Хаунсфілда названа шкала вимірювання ослаблення рентгенівських променів різними середовищами, яка застосовується в томографії.

Рентгенівська комп'ютерна томографія нині застосовується не тільки для дослідження стану органів і систем, але стає незамінною в процесі планування та здійснення хірургічних операцій, створення імплантатів та засобів реабілітації у травматології, у плануванні променевої терапії в онкології та в багатьох інших напрямках медицини.

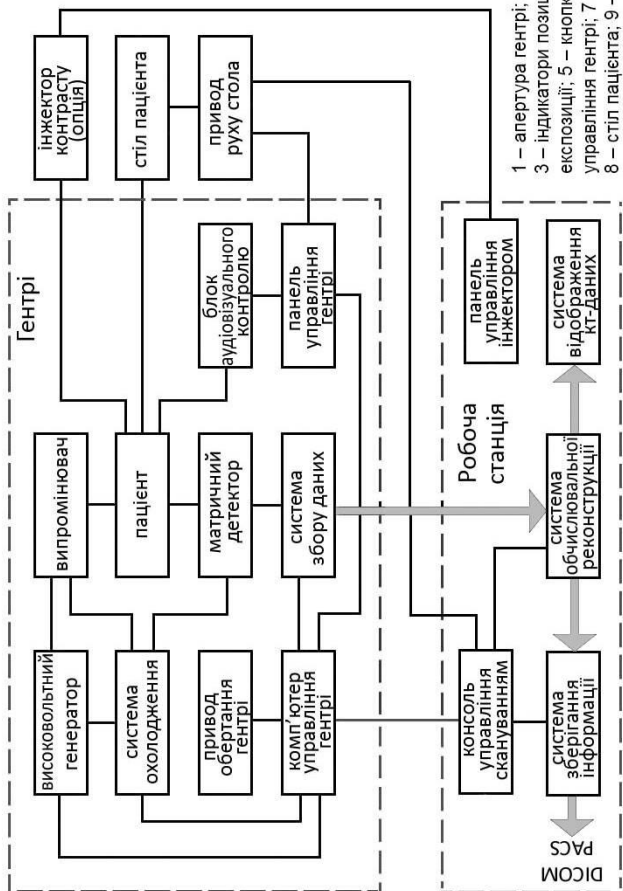
Кожне конкретне клінічне завдання потребує додаткової постобробки даних РКТ, що полягає в побудові об'ємного зображення окремих анатомічних структур, обчисленні розмірів ушкоджених ділянок організму, визначенні траєкторії руху хірургічних інструментів тощо (див. розділ 5).

3.2 Будова РКТ-системи

Узагальнена структура рентгенівської КТ-системи показана на рис. 3.3 та 3.4. Основним компонентом системи є сканер, побудований на основі кільцевого гентрі, привод якого обертає рентгенівську систему навколо пацієнта з високою швидкістю. В середині гентрі змонтовані рентгенівська трубка з коліматорами (п. 2.2.1), високовольтний РБЖ (підрозділ 2.5), система охолодження (рис. 3.4). Параметри рентгенівського випромінювача у КТ: мішень трубки – вольфрамова; охолодження – масляне; розмір фокусної плями – 0,6...1,2 мм; робоча напруга – 80÷140 кВ; струм – 100÷600 мА. Автоматичне керування експозицією рентгенівської трубки змінює або величину кВ, або мА, що забезпечує приблизно рівномірне співвідношення сигнал / шум на зображенні за умови мінімізації дози пацієнта. Струм рентгенівської трубки змінюється під час її обертання модуляцією мА, що дозволяє регулювати експозицію відповідно до зміни товщини тіла. Фільтрація пучка становить 5–10 мм Al. Коліматор допомагає сформуванню віялової або конічної апертури пучка.

Блок аудіовізуального контролю гентрі містить лазерні покажчики, промені яких маркують зону сканування відповідно до анатомічних орієнтирів тіла. Аудіосистема озвучує пацієнту вказівки щодо дій в процесі сканування.

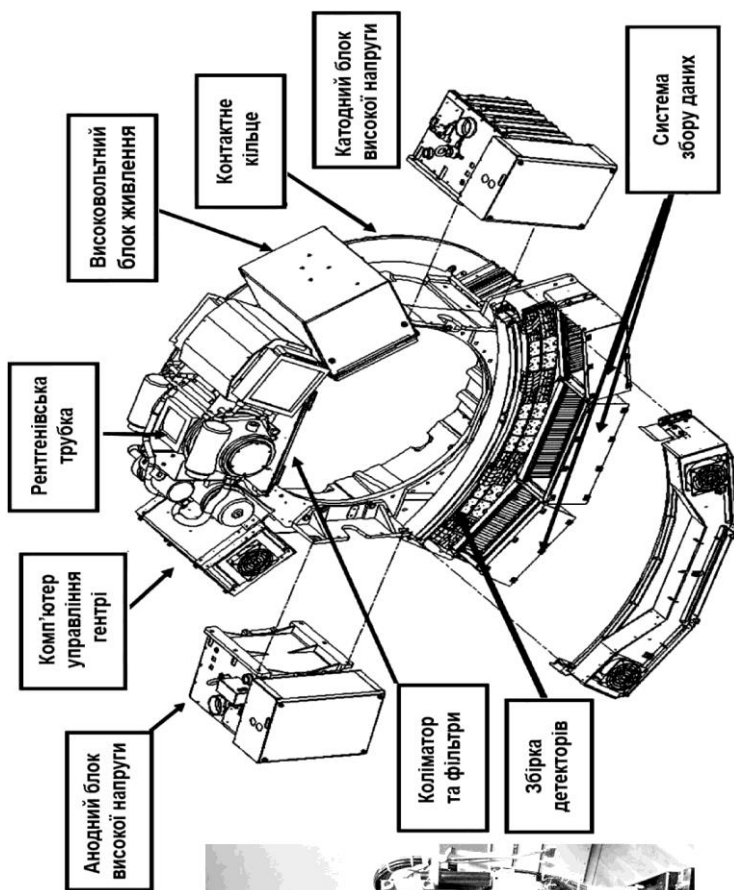
Панель управління гентрі розміщується на корпусі праворуч та ліворуч. На індикаторах відтворюються поточні параметри рентгенівської експозиції (кВ, мАс). Кнопки руху стола допомагають правильно позиціонувати стіл пацієнта відносно отвору гентрі перед скануванням. Комп'ютер управління гентрі узгоджує роботу всіх внутрішніх блоків, а також забезпечує обмін інформацією з робочою станцією томографа. Він виконує багато функцій в автономному (асинхронному) режимі: керує електроприводом обертання гентрі, джерелом рентгенівського випромінювання, передачею електричних сигналів від матриці детекторів до системи збору та перетворення даних і далі до комп'ютера, що здійснює обчислювальну реконструкцію КТ-зображень.



- 1 – апертура гентрі; 2 – сагітальний лазерний покажчик;
- 3 – індикатори позиції пацієнта; 4 – індикатор рентген-експозиції; 5 – кнопки екстреного відключення; 6 – панель управління гентрі; 7 – горизонтальний лазерний покажчик;
- 8 – стіл пацієнта; 9 – консоль управління скануванням;
- 10 – інжектор; 11 – панель управління інжектором



Рисунок 3.3 – Структурна схема системи рентгенівської комп'ютерної томографії



Внутрішній вигляд гентрі КТ-сканера

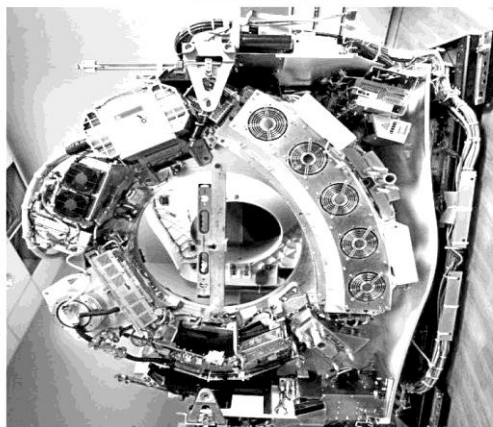
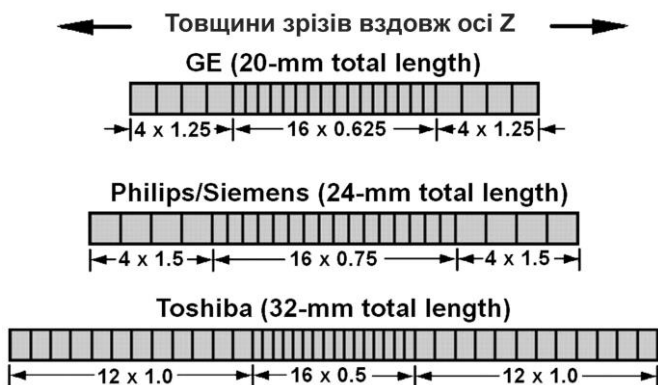


Рисунок 3.4 – Розміщення блоків гентрі КТ-сканера

Матриця детекторів розміщена в гентрі навпроти рентгенівського випромінювача, з яким синхронно обертається навколо пацієнта та збирає проєкційні дані в багатоканальному режимі. Матриця детекторів складається з елементарних рентгеночутливих детекторів (рис. 3.5), сигнали від яких перетворюються в цифрову форму для подальшої обробки.



а)



б)

Рисунок 3.5 – Матричний детектор КТ-сканера:
 а – загальний вигляд 64-рядного детектора DUNLEE CD300;
 б – конструкції блоків 16-зрізового детектора (у z-напрямку) [33]

У сучасних КТ-сканерах застосовуються детектори на основі скінтіляторів (CdWO_4 , $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Pr,Ce}$, $(\text{Y,Gd})_2\text{O}_3\text{:Eu}$, GEMS Stone™), сполучених з напівпровідниковими фотодіодами. Упродовж кількох років у КТ все частіше застосовуються детектори прямого перетворення на основі напівпровідника CdZnTe , у якому безпосередньо під дією рентгенівського випромінювання генеруються електронно-діркові пари [38]. Перший шар напівпровідника завтовшки від 2 до 3 мм поглинає фотони (рис. 3.6). Детектор під'єднаний до багатоканальної електронної системи, призначення якої – послідовно моделювати сигнал і посилювати його таким чином, щоб він сортувався за рівнем енергії. Фотони розрізняються за 2–8 пороговими рівнями енергії, обраними заздалегідь. Такий метод обробки сигналів КТ-детекторів став основою нової модальності КТ-візуалізації (мультиенергетична КТ).

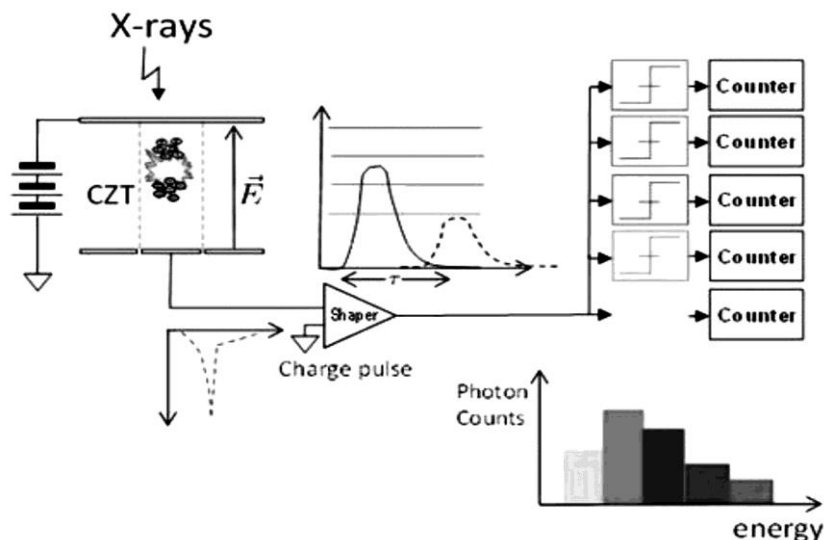


Рисунок 3.6 – Детекторний елемент спектрального підрахунку фотонів (проект *Christoph Hermann, Philips Research*, «*Detection principle of Photon Counting Detectors*»)

Параметри детекторів рентгенівського випромінювання визначають подальшу точність реконструкції зображення. «Поле зору» елементарного датчика має забезпечувати просторову роздільну здатність КТ-зображення порядку 1 мм. Матриця детекторів має забезпечувати досить великий динамічний діапазон за інтенсивністю, малу інерційність, ідентичність параметрів усіх елементарних датчиків.

Завдяки багаторядній структурі детектора сучасні КТ-сканери дають можливість одночасно отримувати інформацію для побудови відразу 64 або навіть 320 КТ-зрізів за один оберт гентрі (час повного оберту не більше 0,3 с). За такої високої швидкодії можна синхронізувати КТ-сканування з різними фазами серцевого циклу. Також можна досліджувати динаміку кровообігу в артеріальній та венозній фазах окремо, що має велике діагностичне значення. Для цього застосовують йодовмісні рентгеноконтрастні речовини (режим КТ-ангіографії), які вводяться внутрішньовенно за допомогою автоматизованого інжектора. Управління інжектором під час сканування здійснює оператор за допомогою тактильного монітора.

Стіл пацієнта слугує для укладки пацієнта з підйомом до рівня центру гентрі, а також горизонтального поступального руху тіла крізь отвір гентрі під час позиціонування та сканування.

Робоча станція містить комп'ютери для управління скануванням і для реконструкції та постобробки КТ-зображень. Результати КТ-візуалізації архівуються та можуть передаватися по госпітальній мережі до сервера DICOM.

3.3 Покоління систем РКТ

Системи РКТ-сканування постійно модернізуються, зараз відомо про сім поколінь систем РКТ, що мають суттєві технічні відмінності (табл. 3.1) [32, 35–37].

У томографах 1G сканувальна система містила одну рентгенівську трубку з гостро колімованим (олівцевим) пучком і один детектор, які синхронно рухались уздовж рами. Вимірювання проводилися в 160 положеннях, потім рама зі сканувальною системою поверталася на кут 1° і вимірювання повторювалися. Одне кругове аксіальне сканування тривало близько 4,5 хв, а обробка отриманих даних і реконструкція КТ-зрізу на спеціальному комп'ютері потребували 2,5 год. часу.

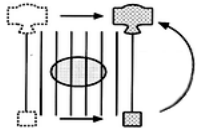
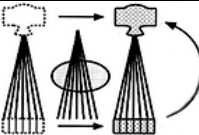
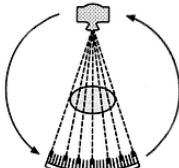
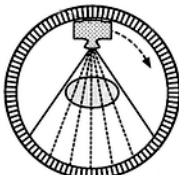
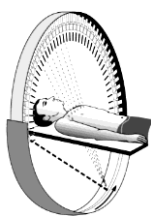
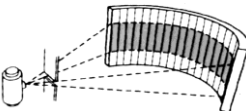
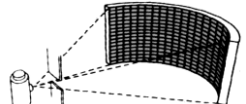
Для сканування кожного наступного зрізу стіл з пацієнтом покровоково посувався і зупинявся.

Томографи 2G містили вже лінійку детекторів, а рентгенівський пучок мав віялову колімацію малої апертури, достатньої для опромінення всіх детекторів одночасно. Подібно до КТ 1G тут застосовувалось лінійне сканування, але крок повороту сканувальної системи збільшився до 30° . Загальний час вимірювань для одного КТ-зрізу скоротився до 30 с.

У томографах 3G віяловий рентгенівський пучок мав значно ширшу апертуру та спрямовувався на дуговий однорядний детектор. Удосконалена конструкція 3G уможливила безперервне обертання сканувальної системи на 360° . Було усунуто стадію лінійного переміщення сканувальної системи та скорочено до 10 с час отримання одного КТ-зрізу. Такі томографи уможливили досліджування рухомих частин тіла (легень та черевної порожнини). Сучасні КТ-системи 6-го та 7-го покоління ґрунтуються на принципах сканування 3G.

У томографах 4G система сканування містила суцільне нерухоме кільце детекторів та рентгенівську трубку, що оберталась і створювала віяловий пучок променів. Час сканування для кожної проекції скоротився до 0,7 с. Проте ці системи виявились надто дорогими.

Таблиця 3.1 – Покоління РКТ-систем та їх основні параметри

Покоління КТ	Рух рентгеновської трубки й детектора	Структура детектора
1G (1971 р.)		одно-елементний
2G (1974 р.)		лінійка до 50 елементів
3G (1975 р.)		однорядний ~ 1000 елементів
4G (1974 р.)		стаціонарне кільце ~ 5000 елементів
5G (1984 р.)		стаціонарне півкільце ~ 2000 елементів
6G (1988 р.)		однорядний ~ 1000 елементів
7G (1992 р.)		до 512 рядів по ~ 1000 елементів

Продовження таблиці 3.1

Покоління КТ	Сканування тіла	Рух стола пацієнта	Пучок	Час обертву
1G (1971 р.)	кругове покрокове	лінійний покроковий	олівцевий	5–7 хв
2G (1974 р.)			віяловий, апертура 10°	18–30 с
3G (1975 р.)	кругове неперервне	лінійний покроковий	віяловий, апертура 40–60°	0,5 с
4G (1974 р.)				
5G (1984 р.)	кругове неперервне	не рухається	віяловий, динамічна апертура 210°	33–100 мс
6G (1988 р.)	спіральне	лінійний неперервний	віяловий, апертура 40–60°	0,3–0,5 с
7G (1992 р.)	мульти- спіральне		конічний, апертура 40–60°	

Томографи 5G – це спеціалізовані електронно-променеві РКТ-системи (ЕВСТ). У них потік електронів створюється нерухомою електронно-променевою гарматою, розташованою за детектором. Проходячи крізь вакуум, потік фокусується електромагнітними котушками та спрямовується на вольфрамову мішень у вигляді дуги кола (близько 210°), розташовану під столом пацієнта. Дюгові мішені розташовані в чотири ряди, мають велику масу та охолоджуються проточною водою, що усуває проблеми тепловідведення. Навпроти мішеней розташована нерухома система швидкодіючих твердотільних детекторів, розташованих по дузі 216°. Томографи 5G є найшвидшими, адже дозволяють отримувати КТ-зображення за 33 мс (30 кадрів/с), тому використовуються тільки для дослідження серця. Через високу вартість і складність у світі застосовують не більше ніж 80 КТ-систем 5G.

Томографи 6G та 7G реалізують технологію спірального сканування тіла, яка передбачає, що система неперервного кругового сканування 3G поєднується з так само неперервним (а не покрововим, як у поколіннях 1G-4G) поступальним рухом стола з пацієнтом. Для спірального сканування вводиться поняття «пітч» p [36]. Для КТ 6G пітч розраховується як відношення зміщення стола пацієнта Δd вздовж осі Z за один оберт сканувальної системи до товщини томографічного зрізу T , яка визначалась шириною колімації рентгенівського пучка на один ряд детекторів. У томографах 7G рентгенівський пучок колімується відразу на N рядів детекторів (рис. 3.7).

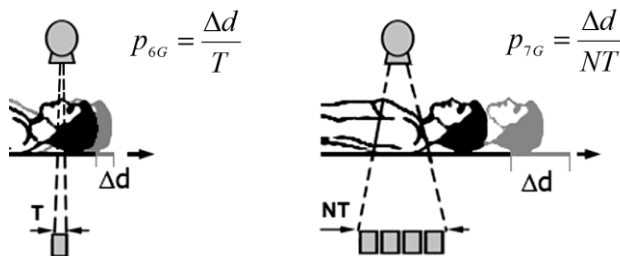


Рисунок 3.7 – Визначення пітча для РКТ-систем 6G та 7G

3.4 Розміщення РКТ-системи та процедура сканування

Під час інсталяції РКТ-системи необхідно узгодити з виробником технічні умови експлуатації обладнання та підготовки приміщення (рис. 3.8 та 3.9).

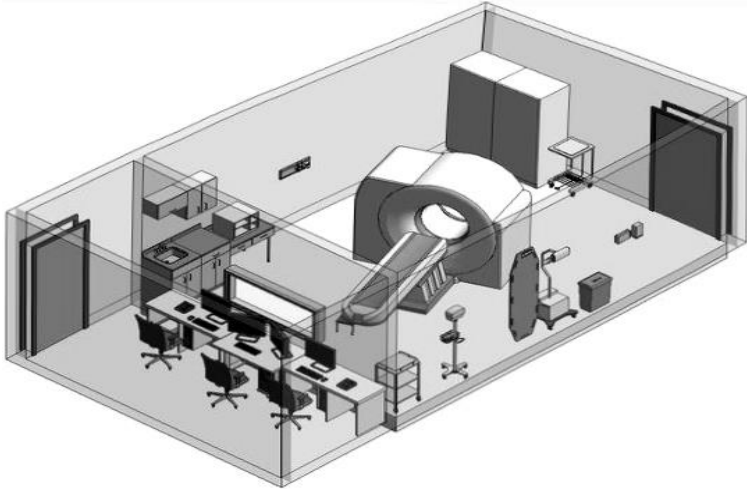


Рисунок 3.8 – Внутрішнє облаштування блоку РКТ-досліджень

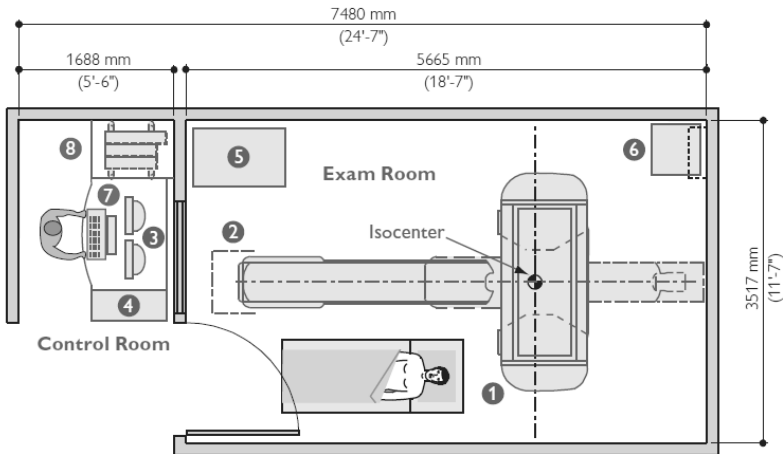


Рисунок 3.9 – Схема розташування томографа *Philips Brilliance* СТ 64 та допоміжного обладнання [39]

Необхідно зважати на вимоги щодо електропостачання, радіаційного захисту, електричної та механічної безпеки, кліматичного контролю в процедурному приміщенні та в кімнаті управління. Геометричні розміри процедурної кімнати мають обиратись з огляду на габарити гентрі, трансформатора, повну відстань ходу процедурного стола, а також дозволяти розміщення додаткового устаткування для обслуговування пацієнта. Кімната управління розташовується безпосередньо перед процедурною, її розмірів має бути досить для розташування оператора, робочої станції, принтера. Оператор спостерігає за пацієнтом крізь захисне скло або застосовує систему відеоспостереження.

Перед початком роботи відбувається тестування працездатності системи та контроль якості візуалізації.

Під час типової процедури КТ-сканування оператор додає в систему інформацію про пацієнта та призначене дослідження, розміщує пацієнта на столі та виконує попереднє лінійне сканування зверху та збоку (рис. 3.10, *a* та 3.11).

Метою лінійного сканування є визначення анатомічних орієнтирів на тілі пацієнта та діапазону КТ-сканування. У цьому режимі сканування і рентгенівська трубка, і детектор залишаються нерухомими, а стіл пацієнта рухається з постійною швидкістю крізь отвір гентрі. Отримана сканограма подібна до звичайного рентгенівського знімка, зробленого при вертикальному *Y* або горизонтальному *X* позиціюванні системи «трубка – детектор» (рис. 3.11).

Система збору даних відбирає вихідні сигнали детектора з однаковою частотою дискретизації та перетворює аналогові сигнали в цифрові. Зібрані дані надалі надсилаються до системи генерації зображень. Як правило, система містить високошвидкісні комп'ютери та мікросхеми цифрової обробки сигналів (DSP). Отримані дані попередньо обробляються перед виводом на пристрій відображення для перегляду оператором і на пристрій зберігання інформації для архівування.

Після визначення точного розташування пацієнта та діапазону зони сканування (на основі зображення сканограми) оператор

рентгенівського випромінювання та системи генерування зображення в спосіб, подібний до описаного для операції сканограми.

Основна відмінність кругового сканування від лінійного полягає в тому, що гентрі КТ постійно обертається. Гентрі має досягти та підтримувати постійну швидкість обертання протягом усієї процедури сканування. Сканування виконується в аксіальному режимі (положення стола фіксоване), або в спіральному режимі (стіл неперервно рухається).

Під час комп'ютерної томографії з контрастним підсиленням (рис. 3.10, б) введення контрастної речовини має бути синхронізовано зі скануванням, що потребує інтеграції цієї процедури з протоколом комп'ютерної томографії.

Отримані рентгенівські зображення (сканограми та томограми) надсилаються безпосередньо на пристрої виводу інформації для створення друківаних копій або для передачі до PACS (системи архівування зображень і зв'язку) для перегляду.

3.5 Контрольні запитання та завдання до розділу 3

1. У чому полягає сутність методу рентгенівської КТ?
2. Які основні блоки рентгенівської КТ-системи?
3. Назвіть характерні ознаки РКТ-систем 1–7-го покоління.
4. Які блоки розміщуються в гентрі РКТ-системи?
5. У чому полягає специфіка мультиспіральних РКТ-систем?
6. Що таке пітч?
7. Який порядок КТ-сканування пацієнта?
8. Які засоби застосовують для позиціювання пацієнта?
9. Для чого в КТ-скануванні застосовується інжектор?
10. Поясніть, для чого потрібні сканограми.
11. Які блоки гентрі потребують охолодження?
12. Які основні робочі параметри випромінювача у РКТ?
13. Поясніть, у чому полягає різниця між аксіальним і спіральним скануванням.
14. Які основні технічні умови необхідно виконати для облаштування блоку РКТ-досліджень та поточної експлуатації РКТ-системи?

4 ПРИНЦИПИ РЕКОНСТРУКЦІЇ КТ-ЗОБРАЖЕНЬ

Томографічна реконструкція – це різновид багатовимірної оберненої задачі, завданням якої є отримання оцінки конкретної системи на основі кінцевої кількості проєкцій. Яскравим прикладом такої задачі є реконструкція структури об'єкта в рентгенівській комп'ютерній томографії (КТ). Математичні методи томографічної реконструкції застосовуються для різних видів томографії, але деякі терміни та фізичні описи, наведені нижче, стосуються безпосередньо реконструкції саме в рентгенівській КТ.

Реконструкція КТ-зображення – це математична задача, розв'язання якої полягає в обчисленні коефіцієнтів ослаблення рентгенівського випромінювання в кожній точці сканованого простору за даними вимірювання значень інтенсивності випромінювання за об'єктом (променевих сум), які в кожній позиції сканувальної системи формують унікальний набір проєкційних даних (проєкцію).

Процес реконструкції КТ-зображень полягає у відтворенні (генерації) зображень об'єкта в перерізі за сукупністю проєкцій, отриманих під різними кутами в процесі кругового сканування об'єкта.

4.1 Отримання проєкційних даних

У сучасній РКТ застосовують в'яловий рентгенівський пучок досить широкої ($40\div 60^\circ$) апертури спільно з матричним детектором (табл. 3.1). Рентгенівський пучок такої широкої апертури охоплює відразу весь об'єкт, тому з кожного заданого ракурсу сканування формується повний набір проєкційних даних.

Корпус сканера визначає положення в просторі нерухомої системи відліку координат XOY , а обертальне кільце O-гентрі задає положення рухомої системи координат $X'OY'$. У системі

КТ-сканування визначаються поточні координати як джерела випромінювання $(x_{дж}, y_{дж})$, так і детектора $(x_{дет}, y_{дет})$.

Будь-яка проєкційна пряма L у декартовій системі координат задається двома параметрами: відстанню s від початку координат до цієї прямої та кутом θ , який утворюється віссю x та перпендикуляром, опущеним з початку координат на цю пряму (рис. 4.1, а).

$$x \cos \theta + y \sin \theta - s = 0. \quad (4.1)$$

Зв'язок між координатами нерухомої системи (x, y) та рухомої системи (x', y') такий:

$$\begin{aligned} x' &= x \cos \theta + y \sin \theta, & x &= x' \cos \theta - y' \sin \theta, \\ y' &= -x \sin \theta + y \cos \theta & y &= x' \sin \theta + y' \cos \theta. \end{aligned}$$

У КТ ставиться математичне завдання відновлення внутрішньої структури об'єкта за його проєкціями (цифровими знімками об'єкта, зробленими з різних точок).

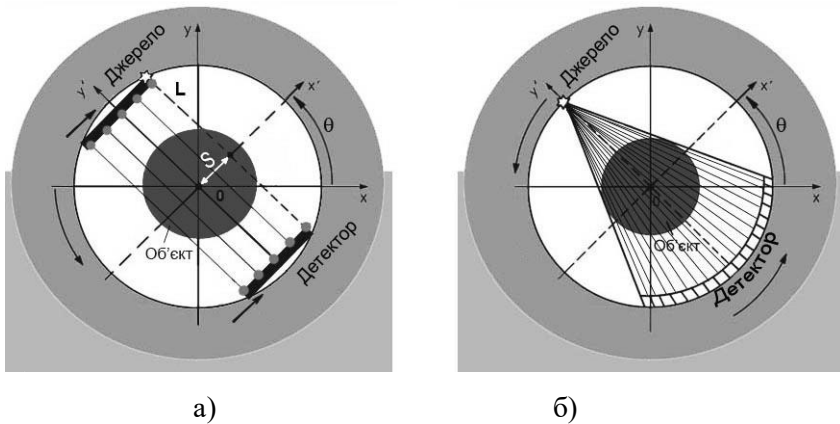


Рисунок 4.1 – Схема формування проєкційних даних у КТ:
а – лінійне сканування; б – сканування в'яловим пучком

Отримання КТ-зображення базується на використанні повного набору променевих сум P_θ (лінійних інтегралів) за багатьма

наперед визначеними напрямками проходження рентгенівських променів (рис. 4.2). Послідовність формування масиву проєкційних даних визначається будовою та принципом сканування в конкретній КТ-системі (рис. 4.1).

Проєкція – перетворення тривимірного об’єкта на його двовимірне зображення або двовимірного об’єкта на його одновимірне зображення способом інтегрування відповідної фізичної величини в напрямку проєкційного променя. Цей процес математично описується лінійними інтегралами в напрямку проєкції (вздовж лінії відгуку) та називається інтегральним перетворенням Радона.

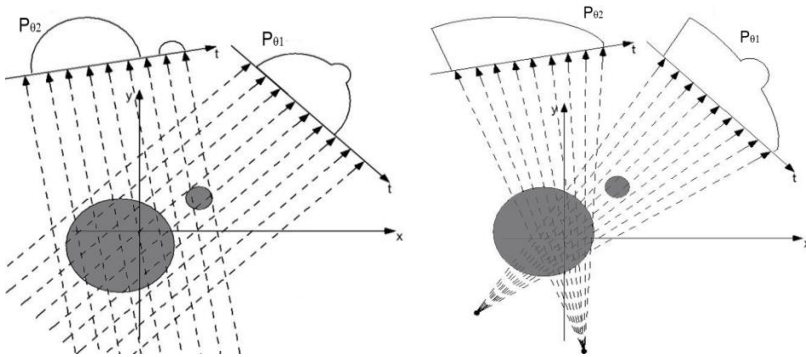


Рисунок 4.2 – Паралельно-променеві та в'ялово-променеві проєкції [41]

У 1917 р. І. Радон запропонував методику визначення невідомої функції $f(x, y)$ у декартовій системі координат за відомим її образом $\mathfrak{R} = \mathfrak{R}(s, \theta)$ в просторі Радона.

Якщо функція $f(x, y)$ представляє невизначену величину ослаблення рентгенівського випромінювання різними структурами об’єкту вздовж проєкційного променя l , то перетворення Радона цієї функції представляє дані рентгенівської проєкції, отримані як результат томографічного сканування. Надалі до $\mathfrak{R}(s, \theta)$ будуть застосовані методи обчислювальної реконструкції КТ-зрізу [41, 42].

Двовимірне перетворення Радона функції $f(x, y)$ – це її проєкція на вісь x' вздовж лінії L , що розташована на відстані s від початку координат (рис. 4.1, а). Ця проєкція є лінійним інтегралом (радонівським образом) функції f , що визначається як

$$\mathfrak{R}(s, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s \cos \theta - y' \sin \theta, s \sin \theta + y' \cos \theta) dy', \quad (4.2)$$

де поточні координати x' та y' визначаються при повороті гентрі на кут θ проти годинникової стрілки.

Враховуючи (4.1) і (4.2), отримуємо:

$$\begin{aligned} \mathfrak{R}(s, \theta) &= \\ &= -\ln \frac{I(s, \theta)}{I_0} = \int_{-\infty}^{\infty} \mu_{\theta}(s, y') dy' = \int_{-\infty}^{\infty} \mu(s \cos \theta - y' \sin \theta, s \sin \theta + y' \cos \theta) dy'. \end{aligned} \quad (4.3)$$

Отже, у РКТ задача реконструкції зображень полягає у відновленні функції $\mu(x, y)$, що визначала б, яка частка загального ослаблення рентгенівських променів припадає на кожен елемент зображення. Колір кожного елемента КТ-зрізу в градаціях сірого відображатиме ступінь ослаблення рентгенівського випромінювання відповідним елементом просканованого об'єкта.

Математично задачу реконструкції зображення можна сформулювати як

$$Ax = b,$$

де $b = (b^1, \dots, b^M) \in R^M$ – отримане зображення;

$x = (x_1, \dots, x_M) \in R^N$ – вхідне (оригінальне) зображення;

$A = (A_{ij})$ – ненульова матриця розміром $M \times N$.

Задача полягає в реконструкції зображення x із зображення b .

Вище було розглянуто основні принципи процесу отримання проєкційних даних в одній аксіальній площині за один оберт КТ-сканера навколо тіла. У цьому разі передбачалось, що задана площина сканування тіла та площина реконструкції відповідного КТ-зрізу – це просторово одна й та сама площина, і всі проєкційні дані, зібрані за один оберт системи, повністю належать цій площині.

Натомість у процесі спірального сканування за один оберт системи проєкційні дані безперервно зчитуються в межах певного інтервалу ΔZ вздовж довжини тіла. У цьому інтервалі згодом можна буде визначити довільну кількість площин реконструкції аксіальних КТ-зрізів (на відміну від покрокового сканування, де кількість КТ-зрізів фіксована визначеними позиціями стола). У цьому є значна перевага спірального сканування, особливо для точної тривимірної КТ-реконструкції та побудови КТ-зрізів у інших площинах.

Проте очевидна складність спіральної КТ полягає в тому, що для реконструкції кожного аксіального КТ-зрізу ми маємо лише незначний сегмент реальних проєкційних даних, але ж для повної реконструкції всього зрізу їх недостатньо. Тому для заповнення масиву проєкційних даних для кожної площини реконструкції застосовується Z-інтерполяція (рис. 4.3). На рисунку символом \square позначено проєкційні дані, які потрапили до заданої площини реконструкції, \blacksquare – проєкційні дані, які належать іншим площинам праворуч та ліворуч в межах інтервалу ΔZ , але вони можуть бути використані для інтерполяції проєкційних даних у заданій площині.

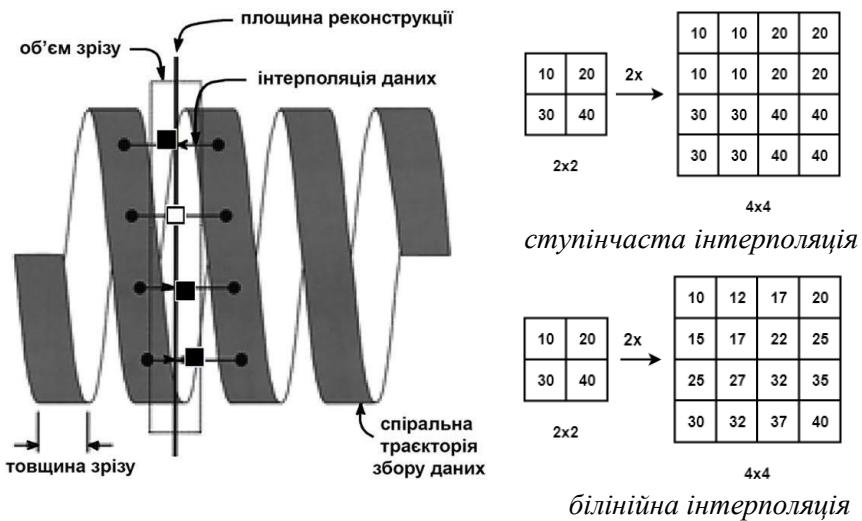


Рисунок 4.3 – Z-інтерполяція даних у спіральній РКТ [42]

Інтерполяція дає можливість розрахувати параметри додаткових пікселів щодо основних, вихідних, що дозволяє згладити перехід між ними. Кількість додаткових пікселів на інтервалі ΔZ є змінною, тому після інтерполяції на цьому проміжку матимемо можливість сформувати вибірку проєкційних даних для реконструкції певної кількості КТ-зрізів.

4.2 Реконструкція РКТ-зображення

РКТ-зображення (КТ-зріз) є двовимірною матрицею елементів (пікселів), параметри яких визначаються в процесі обчислювальної реконструкції. Г. Хаунсфілд передбачав поділ КТ-зрізу на матрицю тривимірних прямокутних комірок (вокселів) матеріалу (тканини) (рис. 4.4 та 4.5) у ортогональній системі координат XYZ , де осі X та Y перебувають в у площині поперечного зрізу об'єкта, а вісь Z розташовується уздовж нього (рис. 3.10, *a*). Реконструйовані аксіальні КТ-зрізи є незалежними один від одного та перпендикулярними до системної осі Z .

Розмір вокселів z відповідає товщині зрізу. Розміри вокселів x та y залежать від розміру ділянки сканування («поле зору» сканера), а також від розміру матриці, на яку відобразатиметься зріз. Наприклад, кожен промінь проходить в полі сканування відстань 500 мм. Після збору всіх проєкцій промені повністю «перекриють» усе коло сканування діаметром 500 мм. Для матриці реконструкції 512×512 елементів кожен піксель КТ-зрізу матиме розмір приблизно 1×1 мм.

У кожному i -му вокселі сканованого об'єму відбувається певне ослаблення рентгенівського випромінювання (1.7) з коефіцієнтом μ_i . Задачею реконструкції КТ-зрізу є обчислення значень μ_i у всіх вокселях, що будуть зображені в заданому зрізі певними градаціями сірого. На першому етапі відбувається перетворення даних сканування на синограми.

Синограма – двовимірне подання всіх одновимірних проєкцій зрізу об'єкта як функції проєкційного кута. На рис. 4.6 наведено

приклад візуалізації проєкційних даних, отриманих внаслідок віртуального сканування фантома Шеппа – Логана в середовищі *Matlab Image Processing Toolbox*.

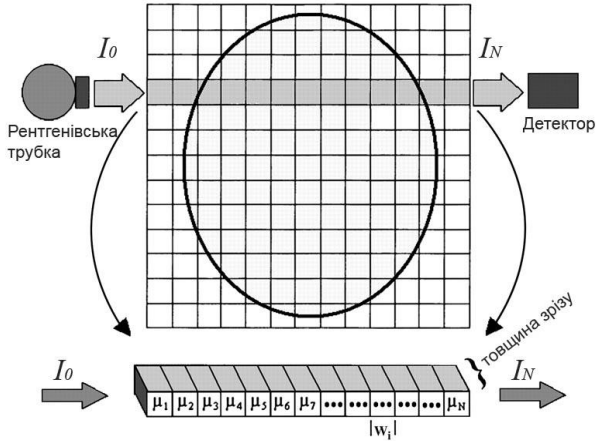


Рисунок 4.4 – Формування проєкційної суми вздовж одного напрямку сканування [35]

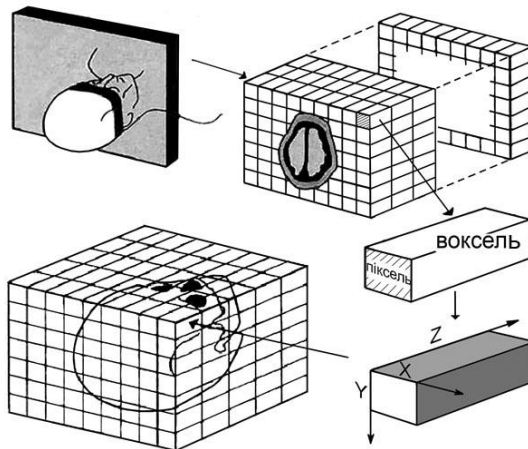


Рисунок 4.5 – Формування матриці реконструкції КТ-зрізу в площині та об'ємна КТ-реконструкція [43]

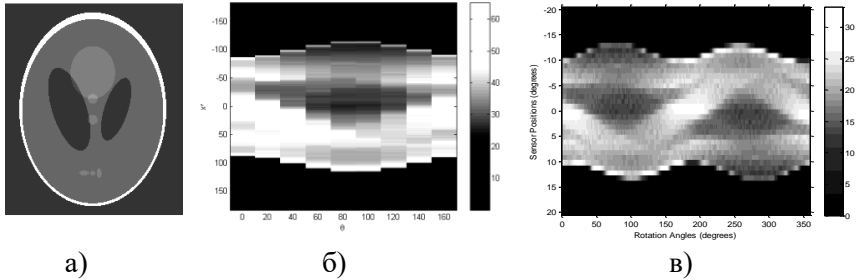


Рисунок 4.6 – Візуалізація фантомного зображення зрізу голови людини (а) та його синограми, отримані в процесі паралельно-променевого (б) та в'ялово-променевого (в) томографічного сканування з кроком кута повороту системи $\Delta\theta=20^\circ$

Далі КТ-зображення реконструюються методами двовимірного перетворення: кожен зріз реконструюється з синограми незалежно від інформації про інші зрізи.

4.2.1 Аналітичні методи реконструкції

Серед аналітичних методів зворотного перетворення основними є метод побудови зворотних проєкцій і метод Фур'є.

Метод зворотної проєкції. Зазначений метод іноді називають методом додавання або методом лінійної суперпозиції. Коефіцієнт ослаблення для кожного пікселя майбутнього КТ-зображення визначають способом сумачії усереднених значень ослаблення для всіх променів, які перетинають цю точку (рис. 4.6). Математичний опис методу зворотної проєкції має такий вигляд:

$$\tilde{f}(x, y) = \sum_{j=1}^M p_{\theta_j} (x \cos \theta_j + y \sin \theta_j) \cdot \Delta\theta_j,$$

де θ_j – кут повороту системи випромінювач – приймач;

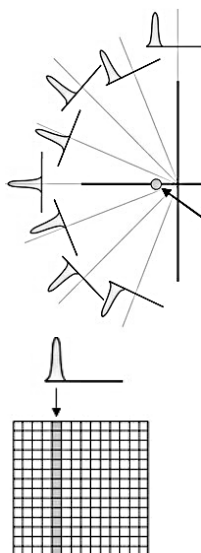
$(x \cos \theta_j + y \sin \theta_j)$ – аргумент, що описує промені, які проходять крізь точку (x, y) ;

$\Delta\theta_j$ – крок кута повороту системи;

p_{θ_j} – променева сума для точки θ_j (для заданого кута повороту системи);

M – кількість проєкцій.

Символ \tilde{f} вказує на те, що величина, отримана в останньому рівнянні, не ідентична істинній щільності f . Як видно з рис. 4.7, реконструйоване зображення має досить значну похибку (специфічний фон, нечітке зображення з розмитими краями). Це є основним недоліком методу зворотної проєкції.



Отримання проєкційних сум у процесі кругового сканування точкового об'єкта

Зворотна проєкція за одним проєкційним кутом:
всі пікселі на шляху променя отримують однакові значення (проєкційна сума розподіляється між ними рівними частками)

Зворотна проєкція:

за 2 кутами за 8 кутами за 256 кутами

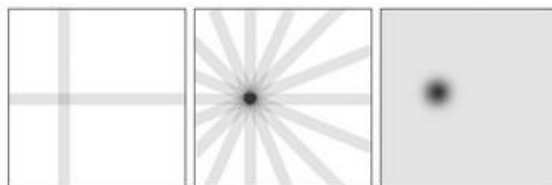


Рисунок 4.7 – Побудова КТ-зображення точкового об'єкта методом зворотної проєкції

Розглянемо матрицю реконструкції 2×2 пікселі (рис. 4.8) при сканування 4-воксельного об'єкта [35]. Проекційні дані $X_1 \dots X_6$ збираються під чотирма кутами: $\theta = 0^\circ$ (зліва направо: X_3 та X_4), $\theta = 90^\circ$ (зверху вниз: X_1 та X_2), $\theta = 45^\circ$ та 135° (по діагоналях: X_5 та X_6). Розв'язання задачі (системи 6 рівнянь) дає значення ослаблення випромінювання у вокселях $U_1 \dots U_4$. Далі наводиться приклад застосування методу зворотної проєкції до реконструкції фрагменту КТ-зрізу 2×2 пікселі за набором проєкційних даних. У дужках показано істинні значення ослаблення для кожного пікселя. Біля стрілок вказані проєкційні дані, отримані при скануванні з чотирьох кутових проєкцій. Першим кроком є розподіл променевих сум рівними частками між пікселями вздовж кожної лінії проходження рентгенівських променів від джерела до детекторів для заданого кута повороту. Далі для кожного пікселя знаходиться сума з усіх проєкцій.

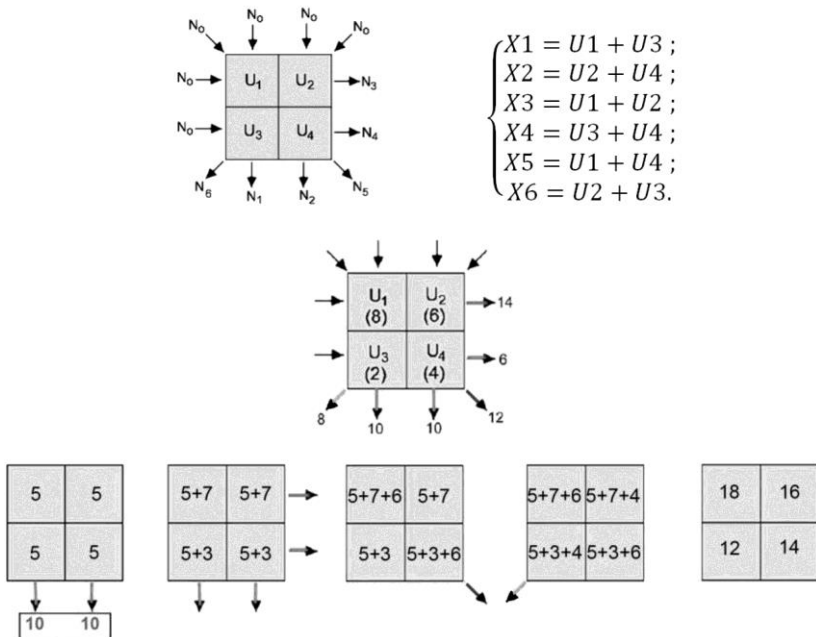


Рисунок 4.8 – Результат зворотної проєкції для об'єкта 2×2 пікселів

Результат зворотного проєціювання показує, що отримані значення можуть створювати певні похибки на майбутньому зображенні. Тому їх слід додатково скорегувати, допоки в усіх пікселях матриці реконструйованого зображення не будуть отримані значення чисел, найближчі до істинних (відповідати початковим проєкційним даним по всіх напрямках).

На рис. 4.9 наведено приклад реконструкції фантома Шеппа – Логана за даними, поданими на рис. 4.6, методом зворотної проєкції. На зрізах присутні штучні елементи зображення, сформовані внаслідок обчислень (світлі лінії, шум). За невеликої кількості проєкцій деякі елементи зображення стають малоконтрастними, а їх контури не виявляються при зоровому аналізі.

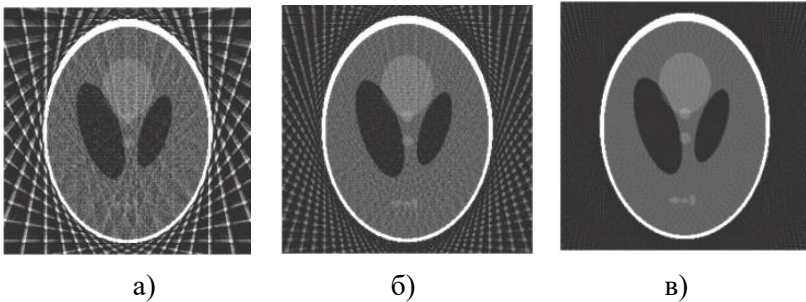


Рисунок 4.9 – Реконструкція КТ-зрізу фантома голови методом зворотної проєкції: а – за 18 проєкціями, $\Delta\theta = 20^\circ$; б – за 36 проєкціями, $\Delta\theta = 10^\circ$; в – за 90 проєкціями, $\Delta\theta = 4^\circ$

Для отримання більш чіткого реконструйованого зображення, підсилення меж структур на ньому проєкційні дані попередньо піддають математичній фільтрації (фільтрована зворотна проєкція, FBP) [44]. Результати застосування просторових фільтрів Рама – Лака та Шеппа – Логана, їх функції відгуку в частотній області наведені на рис. 4.10 [45]. Фільтр Рама – Лака підсилює вищі частоти, тому він часто підкреслює і шуми на зображеннях. Через це застосовують різні модифікації цього фільтра для зменшення шуму внаслідок придушення підсилення високих частот (рис. 4.10, б).

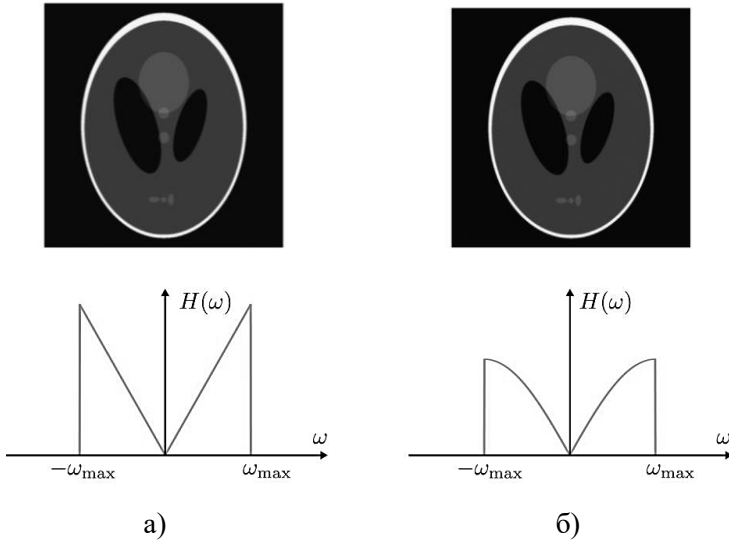


Рисунок 4.10 – Застосування фільтрації проєкційних даних у реконструкції КТ-зрізу фантома голови (рис. 4.6, в): а – фільтр Рама – Лака; б – фільтр Шеппа – Логана [44, 45]

Метод двовимірної реконструкції Фур'є. Задача КТ-реконструкції полягає у визначенні невідомої функції $f(x, y)$ за її відомим радонівським образом $\mathfrak{R}(s, \theta)$. Зв'язок між функціями $f(x, y)$ та $\mathfrak{R}(s, \theta)$ може бути записаний за допомогою перетворення Фур'є цих функцій. Для заданого радонівського образу $\mathfrak{R}(s, \theta)$ визначається його пряме перетворення Фур'є $\mathfrak{R}_\phi(\omega, \theta)$.

Для одновимірного перетворення Фур'є функції $\mathfrak{R}(s, \theta)$ (4.2) за змінною s маємо:

$$\mathfrak{R}_\phi(\omega, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \mathfrak{R}(s, \theta) \exp(-i2\pi s\omega) ds, \quad (4.4)$$

де ω – просторова частота.

З іншого боку, для двовимірного перетворення Фур'є функції $f(x, y)$ за змінними x та y отримуємо:

$$f_{\phi}(\omega_1, \omega_2) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[-i2\pi(\omega_1 x + \omega_2 y)] dx dy, \quad (4.5)$$

де ω_1, ω_2 – компоненти розкладання просторової частоти. Функцію $\mathfrak{R}_{\phi}(\omega, \theta)$ називають також спектром функції $\mathfrak{R}(s, \theta)$, а функцію $f_{\phi}(\omega_1, \omega_2)$ – просторовим спектром функції $f(x, y)$.

Одновимірне перетворення Фур'є від радонівського образу $\mathfrak{R}(s, \theta)$ функції $f(x, y)$ є нічим іншим, як двовимірне перетворення Фур'є від функції $f(x, y)$.

Зв'язок між функціями $\mathfrak{R}_{\phi}(\omega, \theta)$ (4.4) та $f_{\phi}(\omega_1, \omega_2)$ (4.5) визначається теоремою про центральний переріз:

Фур'є-образ \mathfrak{R}_{ϕ} проєкції \mathfrak{R} , отриманої під кутом θ , є спектром f_{ϕ} функції $f(x, y)$ вздовж прямої, що проходить крізь початок координат у частотній площині під тим самим кутом θ , тобто є центральним перерізом двовимірного Фур'є-образу функції $f(x, y)$ (рис. 4.11).

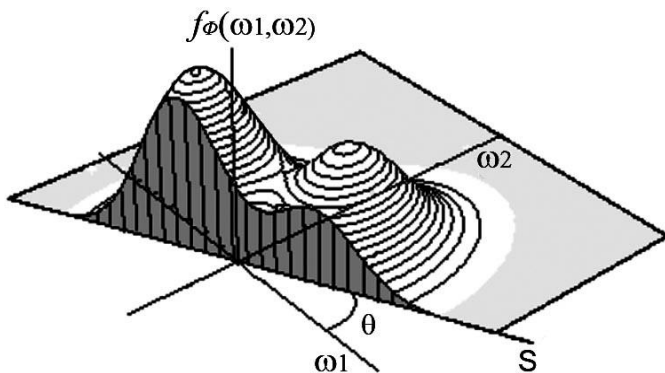


Рисунок 4.11 – Центральний переріз двовимірного перетворення Фур'є $f_{\phi}(\omega_1, \omega_2)$ (4.5)

Шукана функція $f(x, y)$ визначається за одновимірним зворотним перетворенням Фур'є функції $\mathfrak{R}_\phi(\omega, \theta)$ як

$$f(x, y) = \int_0^\pi d\theta \int_{-\infty}^{\infty} |\omega| \mathfrak{R}_\phi(\omega, \theta) \exp[i2\pi\omega(x\cos\theta + y\sin\theta)] d\omega. \quad (4.6)$$

Функція $f(x, y)$ також може бути визначена з $\mathfrak{R}_\phi(\omega, \phi)$ за допомогою перетворення згортки.

З іншого боку, функція $f(x, y)$ може бути знайдена за двовимірним зворотним перетворенням Фур'є функції $f_\phi(\omega_1, \omega_2)$:

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f_\phi(\omega_1, \omega_2) \exp[i2\pi(\omega_1 x + \omega_2 y)] d\omega_1 d\omega_2. \quad (4.7)$$

4.2.2 Ітераційні методи реконструкції

Ітераційні методи реконструкції КТ-зображень зараз широко використовуються завдяки значному вдосконаленню комп'ютерних технологій. Здатність долати шум, притаманний фільтрованої зворотній проєкції, без збільшення дози радіації, спричинила значний вплив цих методів на індустрію реконструкції зображень в комп'ютерної томографії.

Ітераційна реконструкція починається з формування первинного зображення (припущення про зображення) та порівняння його з виміряними значеннями в реальному часі (проєкційними даними), з внесенням постійних коригувань, допоки дані реконструкції не узгодяться з проєкційними.

Спершу застосовуються необроблені дані, зібрані КТ-сканером для створення первинного зображення стандартним алгоритмом ФВР. Потім виконується послідовність дій, де:

- наступне проєціювання на основне зображення створює штучні необроблені дані;
- ці нові змодельовані дані потім співвідносяться з відповідними їм реально виміряними даними (проєкціями), в результаті чого створюється оновлене зображення, далі відбувається наступне зворотне проєціювання на оновлене

зображення; цей процес циклічно повторюється, доки розбіжності в зображеннях не досягнуть заданого значення.

Метод алгебраїчної реконструкції (ART) – це ітераційний метод реконструкції, що реконструює зображення з серії кутових проєкцій (синограм) і розглядається як ітераційний розв’язувач системи лінійних рівнянь [35].

Ітераційний підхід є більш ефективним з точки зору обчислень. Метод ART можна пояснити на прикладі реконструкції зображення об’єкта 2×2 пікселі за проєкційними даними з чотирьох кутів сканування (рис. 4.12) [35].

На кроці 1 отримуємо первинне припущення про значення пікселів на основі рівномірного розподілу даних вертикальної проєкції (рис. 4.12, а). На кроці 2 відбувається корекція результату (а) з урахуванням даних горизонтальної проєкції (б). На кроках 3 та 4 узгоджений розподіл (а, б) корегується по діагоналях (в, г) з отриманням кінцевого розв’язку (г).

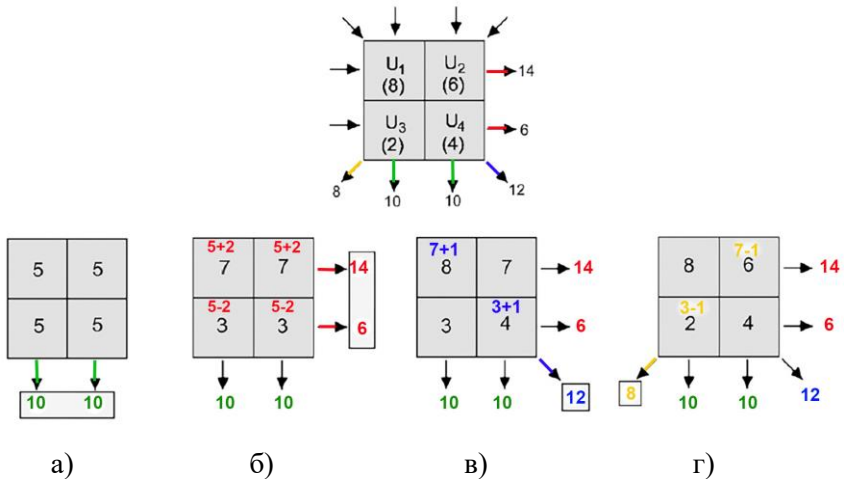


Рисунок 4.12 – ART-реконструкція зображення об’єкта 2×2 пікселі: а – розподіл даних вертикальної проєкції; б – корекція результату (а) з урахуванням даних горизонтальної проєкції; в, г – корекція результату (б) за даними діагональних проєкцій

4.3 Мультипланарна КТ-реконструкція

Базова інформація, отримана при проведенні КТ, є послідовністю двовимірних цифрових зображень аксіальних КТ-зрізів. Кожен елемент КТ-зрізу відображає ступінь ослаблення рентгенівського випромінювання у відповідній точці об'єкта $q(x,y,z)$ як певну градацію шкали сірого кольору. Зрізи в інших площинах сканованого об'єму можна реконструювати лише за наявності повного набору тривимірних даних [46].

КТ-зрізи мають певну товщину та однакову кількість пікселів на кожен зріз. Після впорядкування їх послідовності створюється об'ємний блок у вигляді регулярної сітки вокселів, які характеризуються різною інтенсивністю ослаблення випромінювання та відображають структуру об'єкта дослідження в об'ємному вигляді.

Найпростішим варіантом графічного преставлення отриманої об'ємної структури є мультипланарна реконструкція (МПР). Програмно можна побудувати перетин отриманого об'єму під різними кутами, якщо створити нові серії КТ-зрізів (реформат) у різних площинах. Зазвичай МПР подається як серія перетинів у стандартних ортогональних площинах: сагітальній (бічній), корональній (фронтальній), аксіальній (горизонтальній) (рис. 4.13) [47], проте сучасне програмне забезпечення робить можливим створення додаткових перетинів в будь-яких площинах, а також по криволінійних поверхнях.

Для графічного представлення окремих анатомічних структур у вигляді віртуальних тривимірних об'єктів застосовують техніку 3D-рендерингу (рис. 4.14) [48]. Для цього оператор установлює порогові значення пікселів, що визначають діапазон сегментації певної анатомічної структури. Стандартним математичним алгоритмом, який використовують для перетворення набору вокселів на полігональну модель, є метод крокуючих кубиків (*Marching cubes*).

Деякі моделі виділяють різним кольором і змінюють їх прозорість для отримання максимально наочного й простого для сприйняття зображення об'єкта дослідження (рис. 4.15) [49].

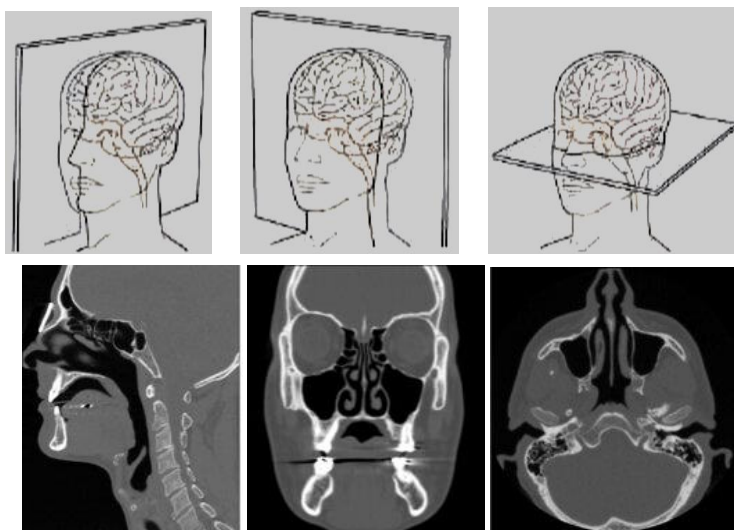


Рисунок 4.13 – Сагітальний, корональний і аксіальний КТ-зрізи

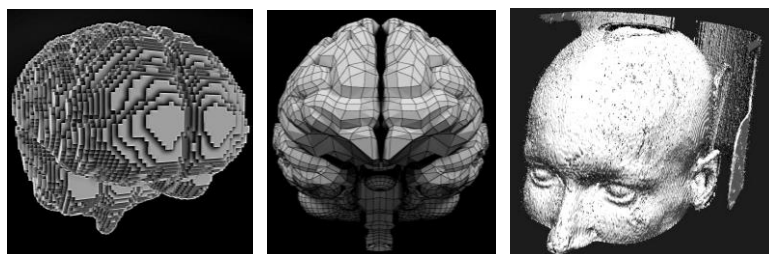


Рисунок 4.14 – Піксельна та полігональна моделі, 3D-рендеринг

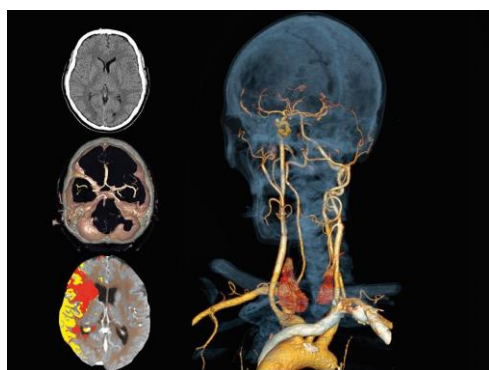


Рисунок 4.15 – Колірне маркування 3D анатомічних структур (КТ-ангіографія)

4.4 Подання КТ-зображення в числах Хаунсфілда

Величини ослаблення рентгенівського випромінювання, обчислені в результаті застосування методів реконструкції КТ-зображення (див. підрозділ 4.2), перераховуються в так звані КТ-числа (числа Хаунсфілда, HU). Після цього КТ-зображення подається як матриця КТ-чисел, що можуть набувати значень в межах шкали Хаунсфілда.

Шкала чисел Хаунсфілда (HU) – шкала значень лінійного ослаблення рентгенівського випромінювання речовинами відносно ослаблення дистильованої води, для якої число HU було прийняте за 0 (за стандартного тиску та температури). Шкалу запропонував сер Г. Хаунсфілд (див. підрозділ 3.1).

Для тканини з лінійним коефіцієнтом ослаблення $\mu_{\text{тк}}$ число HU визначається за формулою

$$HU = \frac{\mu_{\text{тк}} - \mu_{\text{H}_2\text{O}}}{\mu_{\text{H}_2\text{O}} - \mu_{\text{пов}}} \cdot 1000, \quad (4.8)$$

де $\mu_{\text{тк}}$, $\mu_{\text{H}_2\text{O}}$, $\mu_{\text{пов}}$ є лінійними коефіцієнтами ослаблення рентгенівського випромінювання невідомою тканиною, водою та повітрям відповідно.

У сучасних КТ-системах зображення формуються в діапазоні від -1024HU до $+3071\text{HU}$. У табл. 4.1, рис. 4.16 наведено середні значення КТ-чисел для окремих речовин.

Технологія КТ уможливорює вибір діапазону КТ-чисел, найкращий для відображення конкретних анатомічних структур.

Вікно – визначена спостерігачем частина повного діапазону КТ-чисел, що відтворюватиметься на екрані в градаціях сірого між чорним та білим (рис. 4.17) [50].

Ширина вікна (*Window Width*, WW, або W) є мірою обраного діапазону КТ-чисел, що належать КТ-зображенню.

Рівень / центр вікна (*Window Level*, WL, або L) є значенням КТ-числа, що відповідає середині діапазону обраних для відображення КТ-чисел.

За допомогою різних режимів побудови вікон змінюються параметри КТ-зображень: контраст регулюється зміною WW, яскравість регулюється зміною WL.

Таблиця 4.1 – Значення чисел Хаунсфілда для окремих речовин

Речовина	HU
Повітря	-1000
Легені	-500
Жир	-100...-50
Вода	0
Спинномозкова рідина	+15
Нирки	+30
Кров	+30...+45
М'язи	+10...+40
Сіра речовина	+37...+45
Біла речовина	+20...+30
Печінка	+40...+60
М'які тканини	+100...+300
Кісткова речовина	від +700 (губчаста) до +3000 (кортикальна)

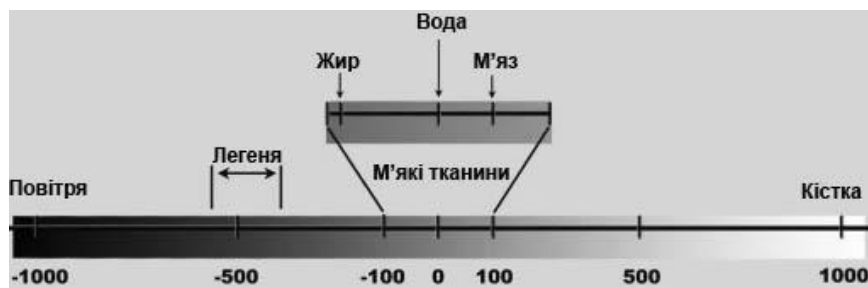
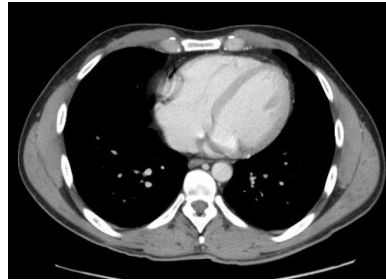


Рисунок 4.16 – Розподіл градацій сірого в повному діапазоні КТ-чисел (шкала Хаунсфілда)



Кісткове вікно
(W:2000, L:500)



Абдомінальне вікно
(W:400, L:40)



Легеневе вікно
(W:1600, L:-600)



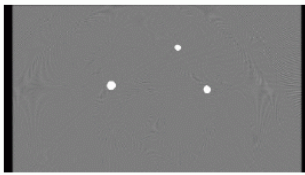
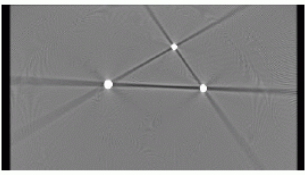
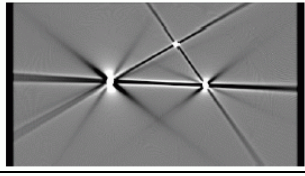
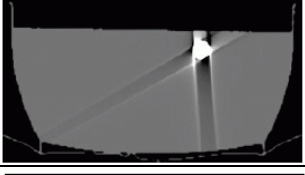
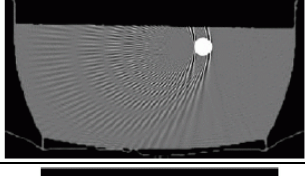
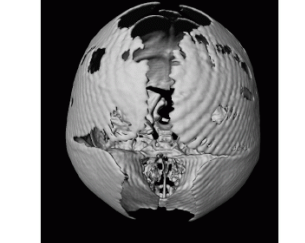
Мозкове вікно
(W:70, L:35)

Рисунок 4.17 – Результат відображення КТ-зрізів при виборі кісткового, абдомінального, легеневого та мозкового вікон

4.5 Артефакти КТ-зображень

Візуальні артефакти – це графічні аномалії, що проявляються при візуальному поданні зображень. Більшість артефактів у медичній візуалізації проявляються в тому, що на зображенні з'являються такі деталі, яких немає в реальності, що може бути зумовлене як особливостями самої модальності візуалізації, так і певними властивостями сканованого об'єкта. Наприклад, поява артефактів на КТ-зображеннях пояснюється будь-якою невідповідністю між реконструйованими та істинними значеннями коефіцієнта ослаблення рентгенівського випромінювання об'єктом, який сканувався (табл. 4.2).

Таблиця 4.2 – Приклади артефактів на КТ-зображеннях
(Klaus Mueller, Stony Brook University)

	<p>Нормальне зображення фантома (плексиглас, вставки з амальгами)</p>
	<p>Артефакт посилення жорсткості пучка</p>
	<p>Розсіювання</p>
	<p>Артефакт руху (стрижень переміщувався під час збору КТ-даних)</p>
	<p>Артефакти аліасингу (муар, що виникає через недостатню дискретизацію даних)</p>
	<p>Ступінчасті артефакти (видимі на 3D реконструкції при спіральному скануванні)</p>

Важливо враховувати вплив артефактів, оскільки вони можуть імітувати патологію або призвести до зниження діагностичної інформативності всього КТ-зображення.

Артефакти, спричинені пацієнтом, утворюються внаслідок рухів пацієнта під час отримання даних КТ, короткочасного порушення проходження контрасту, а також через наявність одягу або ювелірних виробів. Артефакти руху призводять до появи розмиття, зсуву, смуг, затінення зображень. Артефакти від одягу можуть маскуватися під серйозні патології.

Артефакти, спричинені фізичними чинниками:

– посилення жорсткості пучка внаслідок проходження крізь кістку, метал, контраст (вибіркове ослаблення фотонів нижчої енергії в спектрі рентгенівського випромінювання, через що середня енергія випромінювання збільшується). Проявляється як темні смуги на зображенні або «провальовання» контурів. Частково усувається попередньою фільтрацією пучка та програмною корекцією проєкційних даних;

– артефакт часткового об'єму (виникає, коли тканини з дуже різним ослабленням потрапляють в один і той самий воксель КТ, через що ослаблення променя в цьому вокселі виявляється пропорційним середньому значенню ослаблення для цих тканин). Цей артефакт може спричинити появу на томограмах структур, яких не існує насправді. В КТ останнього покоління зменшення об'єму самого вокселя суттєво скоротило появу цього артефакту;

– шум (небажана зміна значень пікселів на однорідному зображенні). Часто шум визначається узагальнено як зернистість на зображенні поперечного перерізу; частіше за все це квантова плямистість. Шум у КТ вимірюється за допомогою співвідношення сигнал / шум (SNR) рівня бажаного сигналу та рівня фонового шуму (відхилення пікселів від норми). Що вищий цей коефіцієнт, то менше шуму на зображенні. Шум на КТ-зображенні поперечного перерізу призводить до зниження якості зображення та погіршує розрізнення за контрастом. Фактори, що впливають на шум: вибір мАс, товщина зрізу, розмір пацієнта, алгоритм реконструкції.

Отже, кінцева якість отриманої КТ-анатомічної моделі визначатиметься якістю вхідних даних, роздільною здатністю томографа, товщиною одного томографічного зрізу, точністю визначення меж об'єкта в процесі сегментації, особливостями обробки моделі в програмному забезпеченні для роботи з медичними зображеннями (згладжування, редагування тощо).

Оскільки артефакти спричинені змінами в даних КТ, що виникають під час реконструкції, ці помилки видаються неминучими. Проте їх можна суттєво усунути, звернувши увагу як на умови отримання КТ-даних, так і на засоби обчислення, що використовуються під час реконструкції КТ-зображень.

4.6 Подання КТ-зображень у стандарті DICOM

Цифрові медичні зображення подаються для аналізу в спеціальних файлових форматах, що містять супровідну текстову інформацію. Ця службова інформація має бути захищеною від стороннього втручання. Подальша обробка отриманих графічних даних з метою кількісної діагностичної оцінки має здійснюватись виключно спеціалістом.

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) – це промисловий стандарт для комунікації та управління медичною візуальною інформацією та суміжними даними. DICOM є стандартом, спрямованим насамперед на розв'язання технічних питань взаємодії в медичній візуалізації. DICOM допомагає організувати цифровий зв'язок між різноманітними діагностичними та терапевтичними системами з використанням відкритих мереж за стандартними протоколами.

Стандарт DICOM найчастіше застосовується для зберігання та передачі медичних зображень, даючи можливість поєднати в одну структуру різноманітні медичні пристрої, сервери, робочі станції, принтери, сканери, мережеве обладнання разом з системами архівування та комунікації зображень (англ. PACS). Цей стандарт

широко застосовується як в багатопрофільних лікарнях, так і в невеликих медичних офісах.

Стандарт DICOM забезпечує інтеграцію DICOM-сумісних апаратів і систем візуалізації (томографічних систем, ультразвукових сканерів, мікроскопів тощо) в єдиний інформаційний простір незалежно від особливостей їх технічної реалізації конкретною фірмою-виробником. Стандарт DICOM є універсальним засобом телекомунікаційної медицини, що забезпечує територіально відокремленим клінічним підрозділам швидкий доступ до медичної інформації (рис. 4.18).

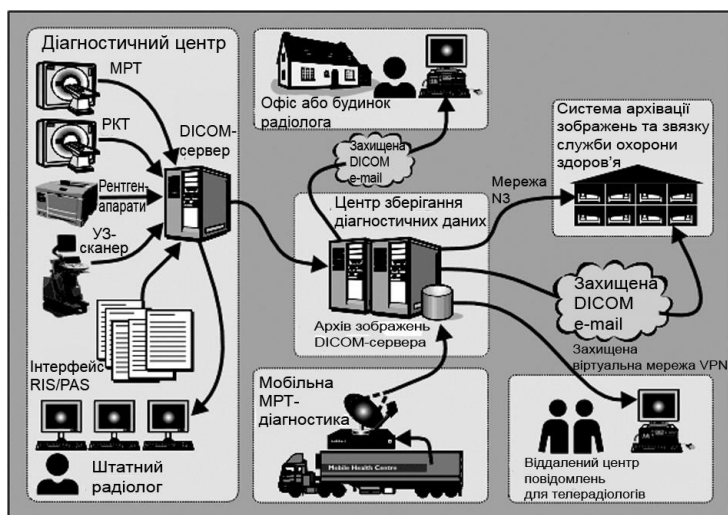


Рисунок 4.18 – Схема обміну інформацією в стандарті DICOM

Стандарт DICOM допомагає передавати медичні зображення, а також результати лабораторної та функціональної діагностики (загалом 30 діагностичних методів).

Цифрове зображення подається разом із супровідною інформацією (рис. 4.19). Описова інформація в DICOM поділяється на декілька груп із закодованими даними. Так, група 0008 містить загальну інформацію про дослідження, група 0010 – відомості про пацієнта.

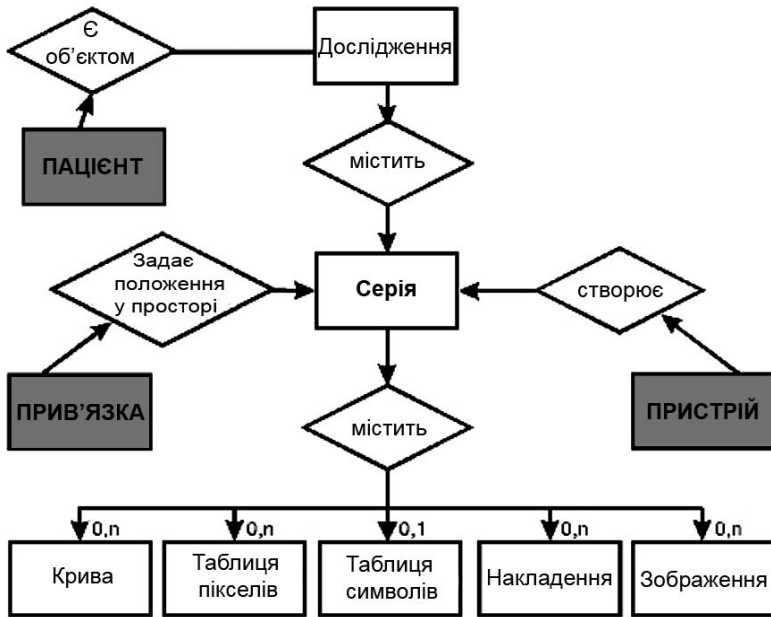


Рисунок 4.19 – Схема формування зображення в DICOM

Інформація щодо проведення КТ-візуалізації належать до групи 0018 – Фізичні умови отримання зображень, наприклад:

(0018,0015) Body Part Examined	<i>Досліджувана частина тіла</i>
(0018,0050) Slice Thickness	<i>Товщина шару сканування</i>
(0018,0060) KVP	<i>Пікова анодна напруга, кВ</i>
(0018,1042) Contrast/Bolus Start Time	<i>Час початку введення контрасту</i>
(0018,1043) Contrast/Bolus Stop Time	<i>Час завершення введення контрасту</i>
(0018,1044) Contrast/Bolus Total Dose	<i>Загальна кількість контрасту</i>
(0018,1045) Syringe Counts	<i>Кількість ін'єкцій</i>
(0018,1046) Contrast Flow Rate	<i>Швидкість потоку контрасту</i>
(0018,1088) Heart Rate	<i>Частота серцевих скорочень</i>
(0018,1164) Imager Pixel Spacing	<i>Розбивка пікселів у процесі відображення</i>

(0018,1210) Convolution Kernel	<i>Ядро згортки</i>
(0018,5100) Patient Position	<i>Координати розташування пацієнта</i>
(0018,5101) View Position	<i>Координати точки огляду</i>
(0018,5210) Image Transform. Matrix	<i>Матриця перетворення зображення</i>
(0018,5212) Image Translation Vector	<i>Вектор зміщення зображення</i>

Параметри отриманого медичного зображення описуються в групі 0028 – Параметри зображення:

(0028,0002) Samples per Pixel	<i>Кількість градацій на піксель</i>
(0028,0004) Photometric Interpretation	<i>Режим відображення кольору</i>
(0028,0008) Number of Frames	<i>Кількість кадрів</i>
(0028,0010) Rows	<i>Кількість рядків (висота)</i>
(0028,0011) Columns	<i>Кількість стовпців (ширина)</i>
(0028,0012) Planes	<i>Проекції</i>
(0028,0030) Pixel Spacing	<i>Відстань між пікселями</i>
(0028,0031) Zoom Factor	<i>Коефіцієнт збільшення</i>
(0028,0100) Bits Allocated	<i>Кількість біт /піксель</i>
(0028,1050) Window Center	<i>Центр вікна яскравості</i>
(0028,1050) Window Width	<i>Ширина вікна яскравості</i>
(0028,1090) Recommended View.Mode	<i>Бажаний режим перегляду</i>
(0028,2110) Lossy Image Compression	<i>Стиснення зображення із втратами</i>

Користувачеві DICOM надаються такі робочі засоби: редактор для DICOM-файлів і зображень (*Editor for DICOM files and images*), засоби перегляду зображень (*Images viewer*), довідкова система (*DICOM help system*), DICOM-перетворювач (*DICOM converter*) тощо.

Зчитування метаданих з DICOM-файлу можна здійснити, якщо скористатися відповідними опціями програм для перегляду DICOM-файлів. Сучасні медичні комп'ютерні системи обладнані програмним забезпеченням для формування, перегляду та передачі файлів із діагностичними зображеннями у форматі DICOM.

Насамперед це програми-в'ювери, що застосовуються для візуалізації результатів томографічних досліджень. Інтерфейс DICOM-в'юверів як правило за структурою подібний до стандартного графічного Windows-застосунку: містить рядок основного меню, екранний простір, розділений на зону зображення та «інструментальну» зону (рис. 4.20). Можливості деяких DICOM-в'юверів для користування у відкритому доступі подані в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 – Можливості DICOM-в'юверів відкритого доступу

DICOM-в'ювер	Операційна система	PACS-інтегрована/хмарна	МПП	Злиття зображень
PostDICOM	Windows, Mac OS X, Linux, Android, iPhone, iPad	хмарна PACS	+	+
RadiAnt	Windows	–	+	+
Sante	Windows	Міні-PACS	+	–
Miele LXIV	Mac OS X	PACS-інтегрована	+	+
Weasis	Windows, Mac OS X, Linux	PACS-інтегрована	+	–

У структурі DICOM-в'юверів наявні такі інструменти:

- браузер для пошуку зображень (доступ до джерела зображення, ідентифікаційних даних про пацієнта та інформації про час та режим обстеження);
- засоби маркування анатомічних орієнтирів (лінії сканування, кути, контури, площини реконструкції тощо);
- засоби навігації та елементів управління опціями програми;
- засоби вимірювання довжин, кутів, площ, яскравості тощо;
- засоби інтерактивного маніпулювання та корекції зображення;
- засоби, що забезпечують спеціальні режими візуалізації (зміна вікна відображення, тривимірна реконструкція, фільтрація, сегментація тощо);
- засоби архівування, роздрукування та передачі зображень.



a)



б)

Рисунок 4.20 – Основні вікна DICOM-в'юверів:
а – *eFilmLite 1.9.3*; б – *Siemens AG Syngo fastView*

4.7 Контрольні запитання та завдання до розділу 4

1. У чому полягає сутність КТ-реконструкції?
2. Як відбувається отримання проєкційних КТ-даних?
3. Поясніть суть прямого та зворотного перетворення Радона щодо КТ-реконструкції.
4. Для чого застосовується Z-інтерполяція КТ-даних?
5. Що таке синограма?
6. Поясніть суть методу зворотної проєкції при КТ-реконструкції.
7. Для чого застосовується фільтрація проєкційних даних у процесі КТ-реконструкції?
8. У чому полягає суть методу ітераційної алгебраїчної КТ-реконструкції?
9. Для чого застосовується мультипланарна КТ-реконструкція?
10. Що таке 3D рендеринг у КТ?
11. Дайте визначення КТ-числа та шкали Хаунсфілда.
12. Для чого застосовуються вікна чисел Хаунсфілда?
13. Які артефакти можуть виникати на КТ-зображеннях та від чого вони залежать?
14. Що таке стандарт DICOM та яке його призначення?
15. Які основні функції виконують програми-в'ювери DICOM?

5 ПРИКЛАДНІ АСПЕКТИ ЗАСТОСУВАННЯ РЕНТГЕНІВСЬКОЇ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ

5.1 Застосування РКТ в стереотаксичній нейрохірургії

Рентгенівська комп'ютерна томографія є основним засобом нейровізуалізації та нейронавігації у стереотаксичній нейрохірургії, яка передбачає здійснення малоінвазивних маніпуляцій у головному мозку з метою проведення біопсії, деструкції, стимуляції, очищення внутрішньомозкових крововиливів тощо.

Комп'ютерне планування нейрохірургічних втручань на основі даних КТ суттєво зменшує похибки навігації хірургічного інструмента та знижує ризик пошкодження вразливих структур головного мозку [51, 53–55].

Теорія комп'ютерного планування нейрохірургічних оперативних втручань ґрунтується на розв'язанні траєкторних задач і дає можливість вдосконалювати сучасні автоматизовані засоби нейронавігації на основі томографічної візуалізації.

Серед сучасних систем комп'ютерного планування хірургічних втручань найбільш функціональними є *Stereotactic Planning Software (Brain Lab)*, та *Stealth (Medtronic)*. Проте вони не забезпечують багаторівневе навігаційне картування з урахуванням індивідуальної варіабельності анатомічних структур, навігаційну прив'язку між черепними та внутрішньомозковими орієнтирами. У дослідженні [51] запропоновано модифікований метод комп'ютерного планування стереотаксичних втручань (рис. 5.1).

На рис. 5.2 наведено етапи процедури віртуального моделювання стереотаксичного втручання за томографічними даними з використанням стереотаксичного апарата конструкції Лексела [51]. Для передопераційного планування КТ-візуалізація мозку здійснюється в області сканування не меншій $300 \times 300 \times 300$ мм. Розмір елемента зображення має становити не більше ніж $0,5 \times 0,5$ мм, а відстань між зрізами не перевищувати 1 мм.

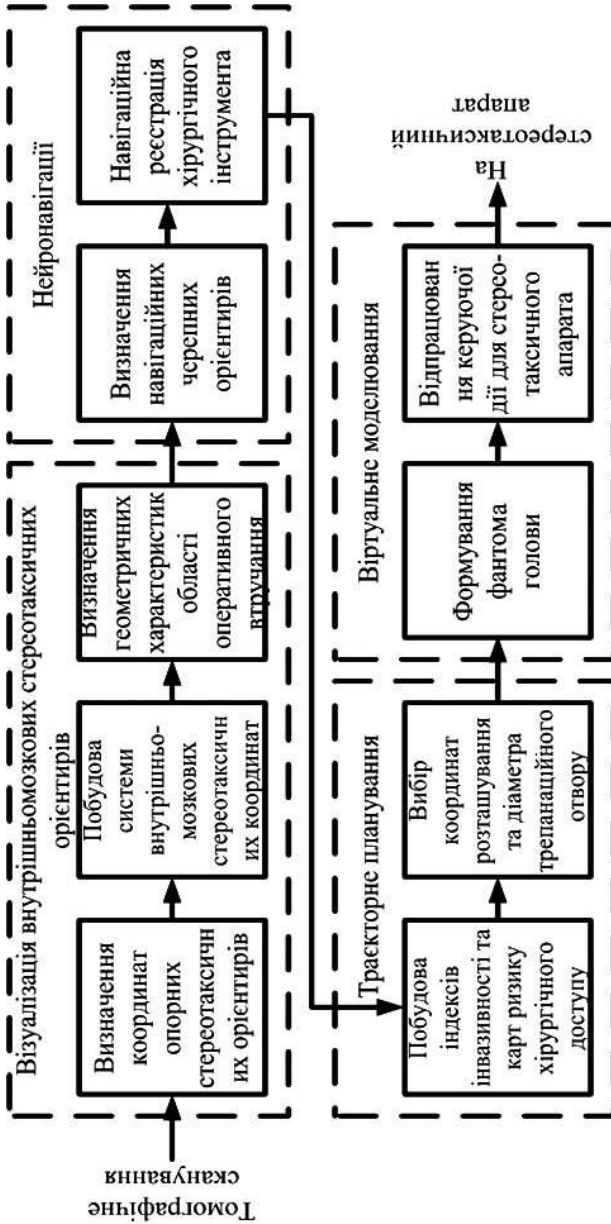


Рисунок 5.1 – Структурна схема модифікованого методу комп'ютерного планування стереотаксичних втручань [51]

Використання персоналізованих анатомічних даних КТ-досліджень у комп'ютерному плануванні стереотаксичних втручань дозволяє перейти від застосування узагальнених підходів до персоналізованих розрахунків при визначенні найменш травматичних траєкторій доступу до областей оперативних втручань.

Інтраопераційна КТ-візуалізація (рис. 5.2) є основним засобом навігації та контролю положення нейрохірургічного інструмента, що забезпечує його точну прив'язку до анатомічних орієнтирів (рис. 5.3–5.5) за рахунок високого просторового розрізнення. Інтраопераційна КТ-навігація також забезпечує значне скорочення тривалості хірургічного втручання.



Рисунок 5.2 – Рухома інтраопераційна нейрохірургічна 32-зрізова КТ-система [52]

Ілюстрація навігаційної прив'язки центра ділянки оперативного втручання M до черепних орієнтирів у трьох площинах наведена на рис. 5.4. Центр системи внутрішньомозкових стереотаксичних координат розташовується на середині лінії СА-СР. При інтраопераційній КТ-реєстрації положення хірургічного

інструмента загальна похибка його наведення та позиціонування становить приблизно 2 мм. Частота оновлення положення інструмента (візуалізації) має становити близько 15–25 Гц для забезпечення роботи в режимі реального часу. Отже, інертність роботи всіх складових компонентів системи має не перевищувати 0,04 с.

При наведенні стереотаксичного інструмента на завершальному етапі нейронавігації доцільно використовувати індивідуальну прив'язку координат розташування області оперативного втручання до кісткових орієнтирів черепа, що дозволяє значно спростити процедуру стереотаксичного наведення без використання додаткових опорних міток. При цьому слід застосовувати внутрішні границі черепних орієнтирів, що мають у середньому в 2,5 рази вищу різкість внутрішніх контурів у порівнянні з зовнішніми [51].

Поєднання класичного стереотаксичного принципу та сучасних технологій комп'ютерного планування хірургічних втручань, що ґрунтуються на використанні складних апаратно-програмних комплексів, забезпечує мінімізацію негативних наслідків нейрохірургічних операцій.

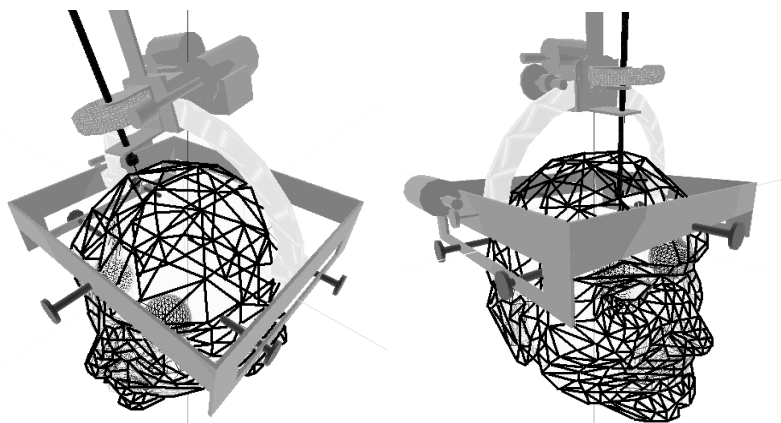


Рисунок 5.3 – Віртуальне моделювання наведення хірургічного інструмента

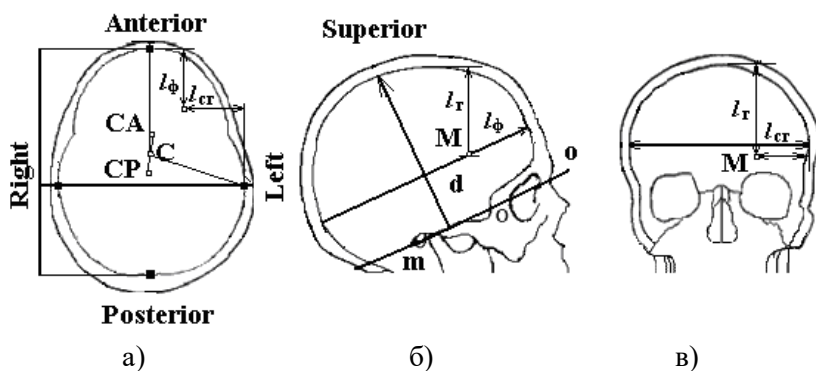


Рисунок 5.4 – Схематична ілюстрація навігаційної прив'язки центра ділянки оперативного втручання M до черепних орієнтирів: КТ-зріз в аксіальній площині (а); у сагітальній площині (б); в корональній площині (в)

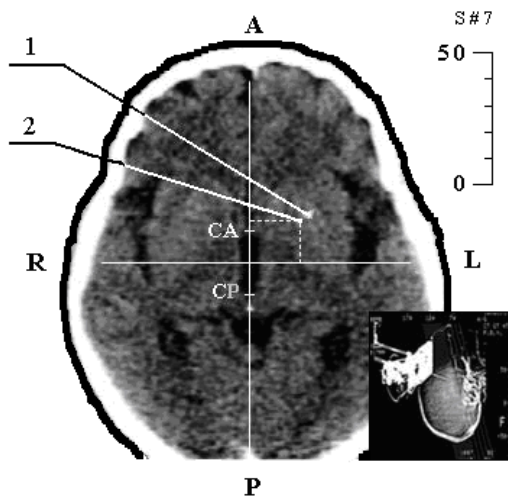


Рисунок 5.5 – Інтраопераційний КТ-зріз при доступі до субталамічної ділянки з позначеними внутрішньомозковими орієнтирами CA та CP, точкою «мішені» (1) та дистальною кінцівкою хірургічного інструмента (2) [51]

5.2 Застосування РКТ в пластичній хірургії обличчя

РКТ є важливим засобом візуалізації в пластичній хірургії обличчя. На основі даних КТ спільно з оптичним 3D скануванням можна спрогнозувати бажаний результат естетичної косметичної або реконструктивної пластичної операції з метою досягнення гармонічності рис обличчя. Існують спеціалізовані комп'ютерні 3D-системи планування пластики обличчя, що здатні на основі даних КТ автоматично згенерувати та запропонувати пацієнту й хірургу модифікацію віртуальних моделей таких певних рис обличчя, як ніс, підборіддя тощо. Серед таких систем можна згадати програмні засоби *Sante CT Viewer 3D*, *3DimViewer*, *3D-Doctor*, *Synapse 3D*, *OsiriX*.

Розроблено метод передопераційного порівняння зображень обличчя пацієнта з даними референтної бази «гармонічних облич» [56]. Спеціальна технологія нормалізації роздільної здатності уможливорює порівняння зображень з різним просторовим розрізненням. Процес ресемплінгу (передискретизації) і нормалізації сітки зображення обличчя (рис. 5.6) робить можливим визначення відповідності між точками зображень обличчя, отриманих від різних сканувань.

Проте чимало подібних технологій зосереджуються на аналізі зовнішніх «естетичних» ознак обличчя та моделюванні результатів його пластики, не враховуючи того факту, що для практичного досягнення цього результату часто виникає потреба модифікувати більш глибокі шари тканин (хрящі, кістки тощо) з урахуванням їх функціональних особливостей. При цьому постає й проблема зниження травматичності хірургічного втручання. У таких випадках КТ-візуалізація є необхідною умовою планування пластичної операції.

У роботі [57] описано метод комп'ютерного планування функціонально-естетичних хірургічних втручань, що базується на даних КТ і фотограмметрії. Цей метод дає можливість прогнозувати функціональний результат операції при коригуванні

анатомічних структур за рахунок побудови та деформації віртуальних моделей обличчя та носової порожнини. Структурна схема системи комп'ютерного планування пластичних втручань на обличчі людини зображена на рис. 5.7.

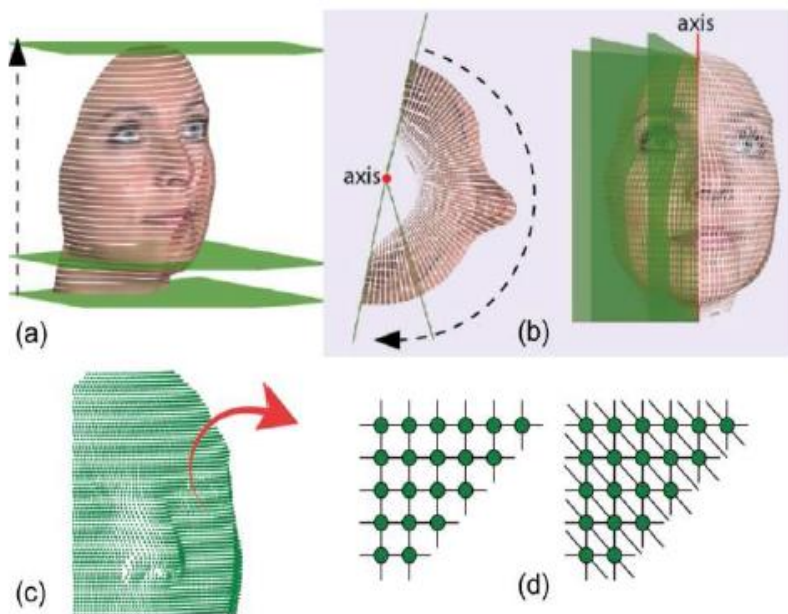


Рисунок 5.6 – Процес ресемплінгу зображення обличчя [56]:
 а – поділ сітки горизонтальними площинами з отриманням ряду поліліній; б – перетин поліліній з вертикальними площинами, оберненими навколо вертикальної осі; с – кінцева сукупність точок;
 д – відновлення з'єднання з сіткою

Запропоновано здійснювати об'ємну деформацію віртуальної моделі анатомічних структур з використанням математичної моделі системи взаємопов'язаних елементів томографічного об'єму, що дає можливість виконувати віртуальну модифікацію анатомічних структур з огляду на урахуванням механічних характеристик біологічних тканин.

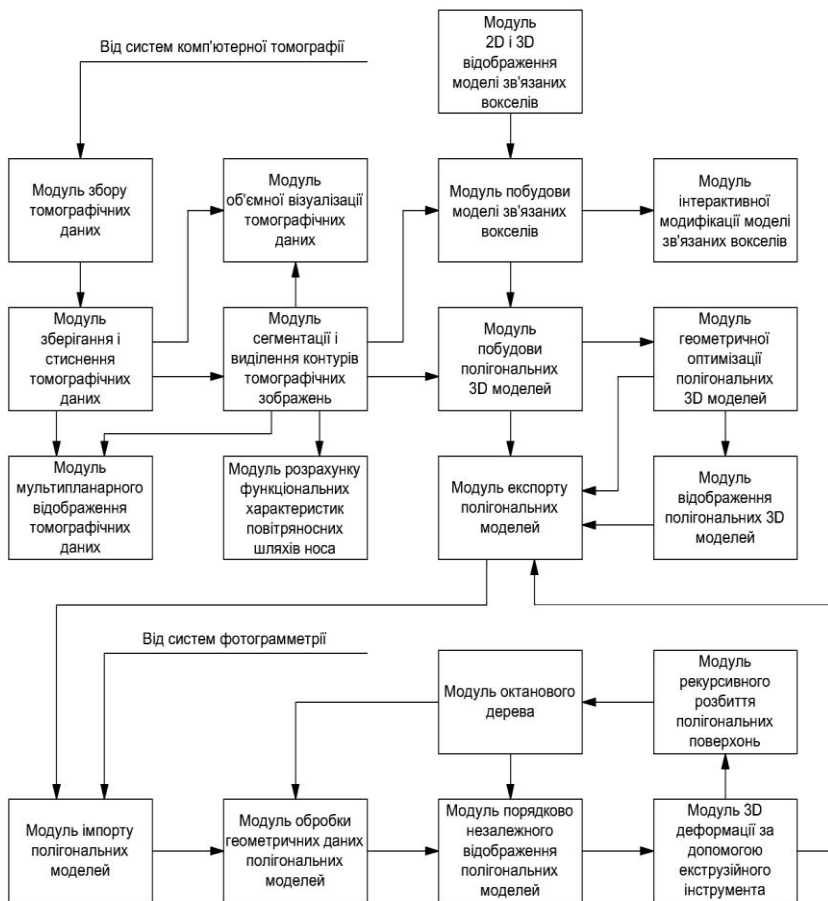


Рисунок 5.7 – Структурна схема системи комп'ютерного планування пластичних втручань на обличчі людини

На рис. 5.8 продемонстровано результат обробки КТ-зрізу з формуванням контурів анатомічних структур, що підлягають пластичній корекції. Ці контури і є основою для створення 3D контурної моделі (рис. 5.9) та просторових віртуальних моделей (рис. 5.10 та 5.11).

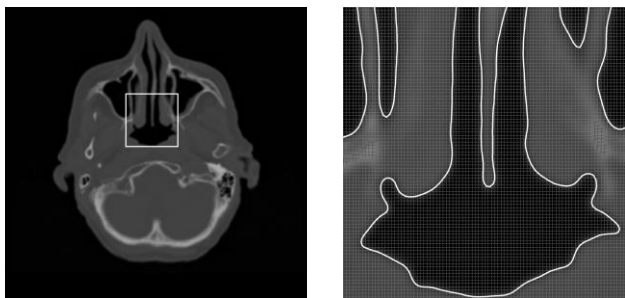
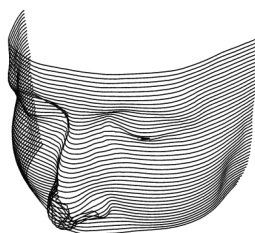
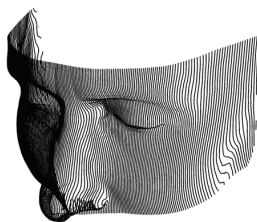


Рисунок 5.8 – Виділення контурів верхніх дихальних шляхів пацієнта на КТ-зрізі



а)



б)

Рисунок 5.9 – Результати виділення контурів ділянки обличчя людини:
а – в аксіальній проєкції;
б – у сагітальній проєкції

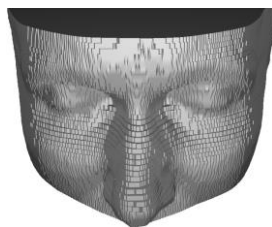
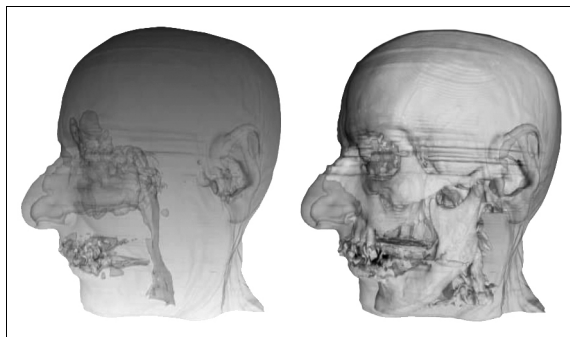


Рисунок 5.10 –
Воксельна
полігональна модель
ділянки обличчя
людини



а)

б)

Рисунок 5.11 – Одночасне відображення полігональних моделей анатомічних структур голови людини: а – шкірні покриви та верхні дихальні шляхи; б – шкірні покриви та кісткові тканини

Моделювання пластичних втручань на обличчі людини за даними КТ здійснюється шляхом 3D-деформації воксельної анатомічної моделі із застосуванням методу пересування вокселів (рис. 5.12).

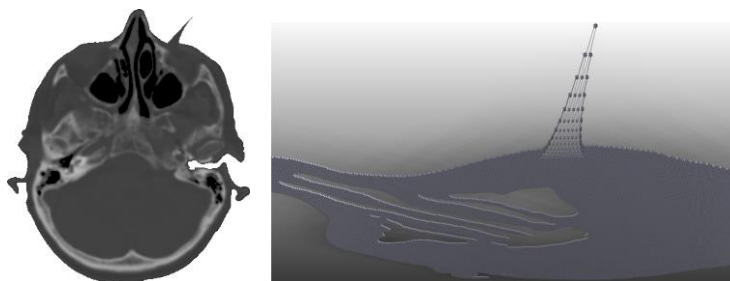


Рисунок 5.12 – Пересування пов’язаних вокселів на модифікованому КТ-зрізі голови людини

При моделюванні хірургічного втручання на тканинах обличчя людини методом переміщення пов’язаних елементів об’єму просторова конфігурація КТ-анатомічних структур зберігається за щільності вокселів віртуальної моделі не меншої ніж $5000 \text{ елементів/см}^3$.

5.3 Застосування РКТ в реконструктивній хірургії черепа

Рентгенівська комп’ютерна томографія є незамінним методом візуалізації посттравматичних дефектів черепа, що нерідко стаються внаслідок нещасних випадків і бойових дій. Наявність великого дефекту черепа призводить до розвитку органічних і функціональних змін головного мозку. Пластичне закриття дефектів кісток черепа можливо здійснити за наявності черепного імплантата (ЧІ), який має найбільш точно відтворювати форму втраченої частини черепа [58, 59].

Відновлення герметичності порожнини черепа та його косметичної цілісності здійснюється різними методами та засобами з використанням органічних і неорганічних матеріалів. Нині існує

кілька підходів до побудови моделі черепного імплантата: ручне виготовлення (скульптурування) моделі відсутньої частини черепа; автоматизоване виготовлення пластикової моделі імплантата з біологічно сумісного матеріалу методом лазерної стереолітографії на основі томограм, що оброблені ручним методом; комп'ютерне 3D-моделювання втраченої частини черепа за даними рентгенівської комп'ютерної томографії з безпосереднім 3D-друком біосумісного імплантата, підготовленого для реконструктивної операції.

На КТ-зображеннях голови кісткові структури відображаються у вигляді високоінтенсивних об'єктів на досить однорідному фоні. Для їх виокремлення доцільно використовувати граничний метод з автоматичним вибором порогового значення інтенсивності за результатами аналізу гистограми КТ-зображення.

Вихідними даними для побудови 3D моделі черепа є набір оброблених КТ-знімків голови, що являють собою контурні зображення кісткових структур (рис. 5.13).

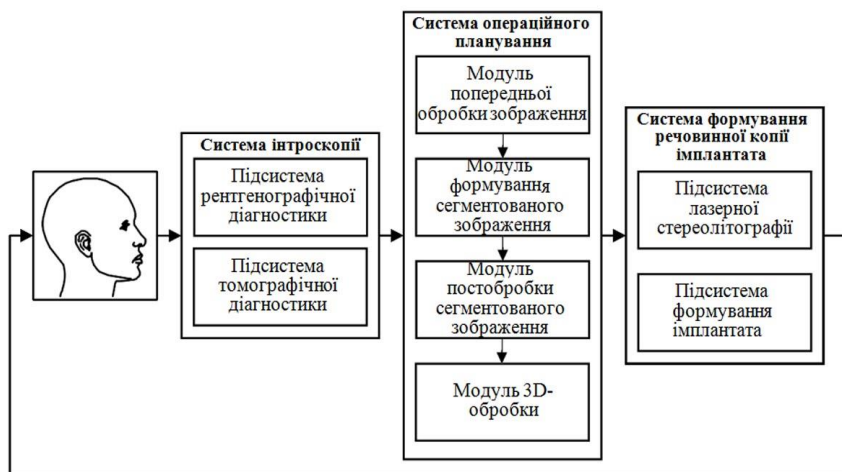


Рисунок 5.13 – Структурна схема комплексу реконструктивної хірургії

Для отримання моделі імплантата, форма якого відповідає формі дефекту черепа та враховує анатомічні особливості черепа

пацієнта, необхідно заповнити область простору між знайденими точками різкого вигину контуру перерізу кістки.

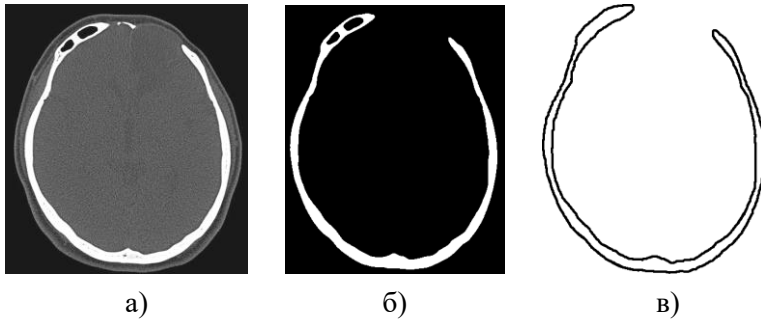


Рисунок 5.14 – КТ-знімок голови: а – вихідне зображення; б – після обробки та сегментації; в – контурна візуалізація кісток черепа

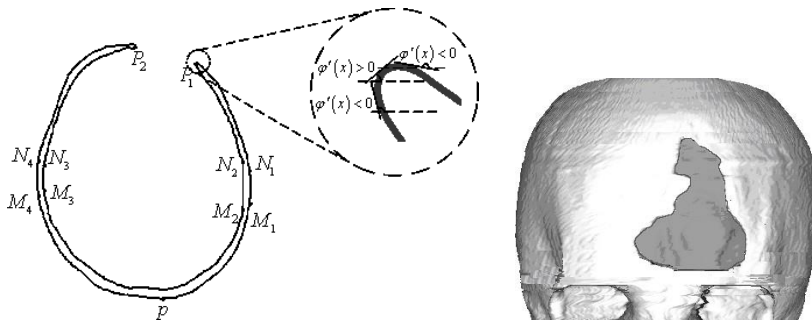


Рисунок 5.15 – Аналіз контуру та 3D-модель черепа з дефектом

Площа ЧІ визначається на основі підрахунку кількості елементів зображення, що належать до його поверхні, і перерахунку цього значення в загальноприйнятій одиниці площі. Максимальні висота й ширина ЧІ визначаються сторонами прямокутника, у який вписується ЧІ. Радіус кривизни ЧІ визначається радіусом окружності, яка апроксимує контур імплантата. Аналогічним чином знаходять площу, висоту й ширину дефекту за комп'ютерною моделлю черепа пацієнта. За обмірюваними геометричними параметрами області дефекту черепа хірургом виконується процедура планування та визначення оптимального оперативного втручання.

5.4 Застосування РКТ в плануванні променевої терапії

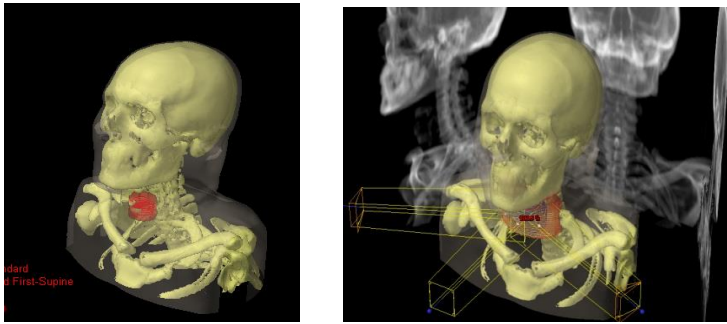
Сучасні технології КТ-візуалізації відіграють все більш важливу роль у забезпеченні якості підготовки та променевого лікування злоякісних новоутворень. Тривимірна КТ-візуалізація нині є не тільки джерелом анатомо-топографічної інформації про ступінь та межі поширення пухлинного процесу, але й є необхідним методологічним і технологічним чинником реалізації всіх етапів сучасної променевої терапії [60–62].

Комп'ютерні томограми застосовуються для побудови об'ємної (воксельної) моделі тіла – «віртуального пацієнта» (рис. 5.16) та синтезу віртуального перерізу тіла в будь-якій заданій площині. Всі ці нові можливості дозволили реалізувати раніше недоступну технологію 3D-планування дистанційної променевої терапії з розрахунком об'ємного розподілу доз. Генерування анатомічної 3D-моделі пацієнта дозволяє побудувати знімки пацієнта окремо для кожного з обраних полів опромінення та надалі застосовувати ці зображення для верифікації індивідуального плану променевого лікування та перевірки позиціонування пацієнта під час опромінення.

За даними КТ можна побудувати реальну просторову модель пухлини. Для цього використовують до 100 КТ-сканів, на кожному з яких позначають контури мішені, а також обриси поруч розташованих критичних органів. Після реконструкції об'єму мішені можливо точно визначити її контур для будь-якого напрямку опромінення. Ця обставина, в свою чергу, дозволила реалізувати ідею 3D-конформного опромінення. Розробка багатопластинчастого коліматора (*Multileaf collimator* – MLC) дозволила створити технологію автоматизованого профілювання терапевтичного пучка відповідно до обрисів мішені, позначених для кожного із запланованих полів опромінення (рис. 5.17 та 5.18).

Реалізація всіх переваг 3D-планування променевої терапії можлива лише в разі застосування не менш точних технологій

підведення дози, які нині найчастіше реалізуються із використанням лінійних прискорювачів електронів.



а)

б)

Рисунок 5.16 – Генерація воксельної КТ-анатомічної моделі та синтез додаткових КТ-анатомічних проєкцій для планування ДПТ

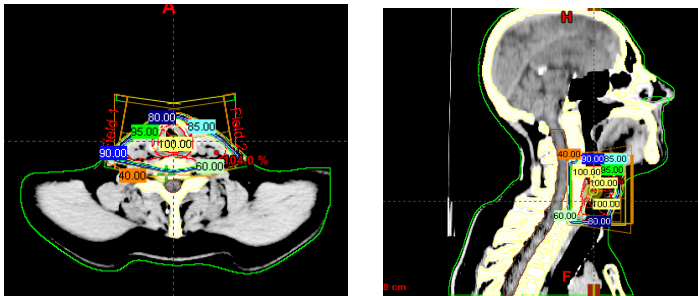


Рисунок 5.17 – Моделювання розподілу доз на аксіальному КТ-скані та синтезованому бічному КТ-зрізі

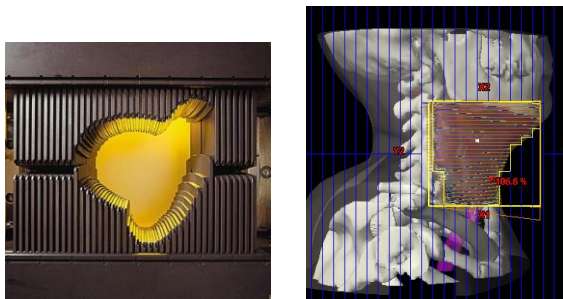


Рисунок 5.18 – Позиціонування пластин MLC за контуром мішені

Застосування технології КТ в системах планування дистанційної променевої терапії поряд із беззаперечними перевагами має низку особливостей, які дещо змінюють стандартний протокол КТ-сканування [62].

1. При КТ-скануванні необхідно застосовувати плоский стіл пацієнта, такий само, як і при променевому лікуванні.

2. Необхідно застосовувати лазерні позиційні покажчики, які надають координатну прив'язку для повторюваності укладок пацієнта в процесі верифікації плану та променевого лікування.

3. Укладка пацієнта при КТ-скануванні має обиратись відразу такою ж, яка буде при опроміненні, за необхідності – із застосуванням індивідуальних засобів іммобілізації.

4. У процесі сканування дозволяється неглибоке дихання пацієнта (таке саме, як при опроміненні), проте якість отриманих томограм знижується через дихальні рухи.

5. Якість виконання 3D-плану променевої терапії може погіршитись через значну зміну об'єму наповнюваних органів пацієнта. КТ-сканування повторюють та план лікування коригують.

6. Точне обчислення КТ-чисел у процесі реконструкції суттєво впливає на точність розрахунку розподілу доз.

7. Вибір товщини КТ-зрізів впливає на точність 3D-реконструкції та побудови додаткових проєкцій (рис. 5.17).

8. Застосування контрастних агентів полегшує розмежування пухлини та оточуючих м'яких тканин на томограмах, проте може вплинути на точність розрахунку доз.

КТ залишається базовою технологією отримання даних для адекватного дозиметричного планування дистанційної променевої терапії. Спільним чинником у цьому процесі є застосування єдиного за фізичною природою гальмівного випромінювання, щоправда, різних рівнів енергії.

Будь-яка інша допоміжна візуалізаційна технологія, застосована для уточнення деталей плану дистанційної променевої терапії, має бути узгоджена з даними КТ як опорного методу анатомо-топографічної візуалізації та просторової орієнтації.

5.5 Застосування РКТ у функціональній діагностиці

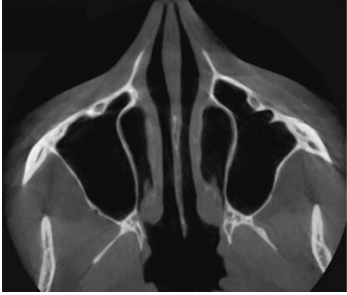
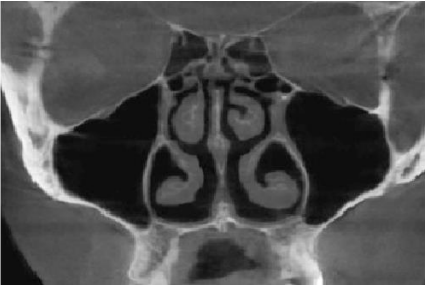
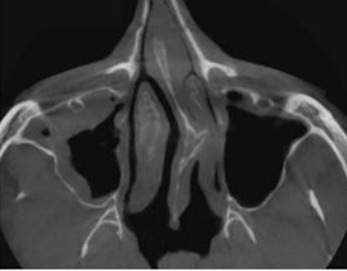
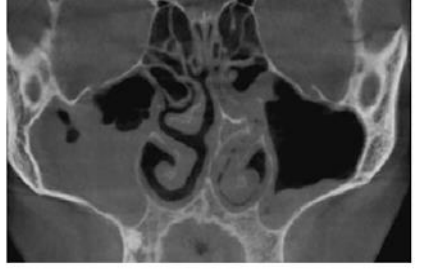


Технології анатомічної візуалізації, насамперед КТ, широко застосовуються як засоби вдосконалення та верифікації результатів застосування сучасних методів функціональної діагностики [63]. Одним із таких методів є риноманометрія – метод дослідження носового дихання, при якому вимірюється перепад тиску в носовій порожнині та відповідна витрата повітря, що проходить крізь ніс.

Показники риноманометрії вказують лише на величину порушення носового дихання щодо умовної фізіологічної та вікової норми, але не вказують на причину та локалізацію структур, що впливають на характеристики повітряного потоку в разі виникнення патологій [64]. Тому необхідно додатково дослідити вплив анатомічних структур носової порожнини на аеродинаміку носового дихання. Для цього доцільно використовувати КТ як метод візуалізації, що дозволило б найбільш точно відтворити анатомічну конфігурацію носової порожнини в нормі та за типових патологічних змін.

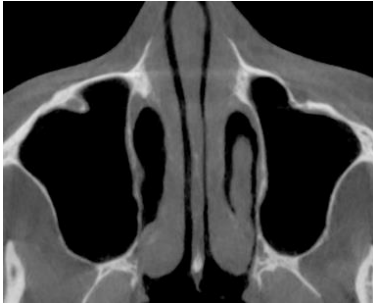

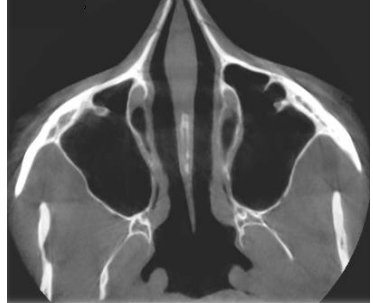
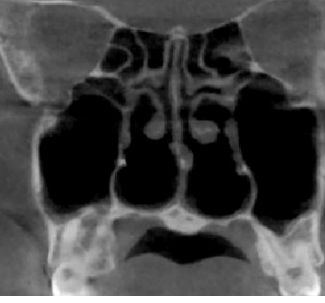
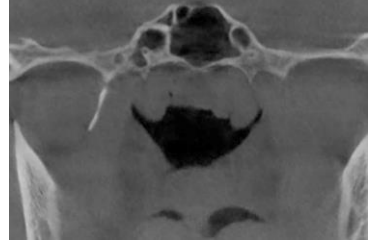
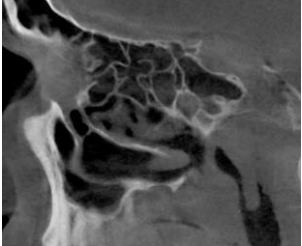
За КТ-результатами можна не тільки візуально оцінити порушення конфігурації, але й визначити аеродинамічний опір носової порожнини за відповідними перетинами, перпендикулярними до повітряного потоку. Для цього необхідно отримати аеродинамічну модель носової порожнини на основі сегментованих зрізів повітряних шляхів.

Вихідними даними для розрахунків є набори зображень КТ-зрізів голови, отриманих з кроком 1 мм і просторовою роздільною здатністю 0,4 мм (режим м'якотканинного вікна). Спочатку зображення зберігались у форматі DICOM, далі перетворювались у файли растрового формату BMP (*Windows bitmap*) розміром 512×512 пікселів та 8-бітним представленням кольору у градаціях сірого (табл. 5.1).

Таблиця 5.1 – КТ-зрізи голови на рівні носової порожнини

аксіальний КТ-зріз	МІР у фронтальній проекції
	
умовна норма	
	
викривлення носової перегородки вліво в середньому відділі	
	
викривлення носової перегородки вліво в задньому відділі	

Продовження табл. 5.1

аксіальний КТ-зріз	МІР у фронтальній проєкції
	
наслідки хронічного риносинуситу	
	
синдром порожнього носа після конхотомії (двобічне видалення нижніх раковин)	
аксіальний КТ-зріз	МІР у сагітальній проєкції
	
аденоїдна вегетація	

Подальшу обробку КТ-зображень проводили методом медіанної фільтрації з наступною сегментацією та кількісним аналізом зображень [65, 66].

Сегментація повітряних шляхів 3D воксельної моделі носової порожнини, що отримується за КТ-даними, проілюстрована на рис. 5.19. Її виконують за порогом інтенсивності T_{HU_A} для щільності повітря згідно з формулою

$$c(x, y, z) = \begin{cases} 1; & \text{if } b(x, y, z) \leq T_{HU_A}; \\ 0; & \text{if } b(x, y, z) > T_{HU_A}, \end{cases}$$

де $b(x, y, z)$ – вихідна півтонова (8-бітна) модель ділянки верхніх дихальних шляхів;

$c(x, y, z)$ – кінцева бінарна воксельна модель сегментованих повітряних шляхів носової порожнини.



Рисунок 5.19 – Ілюстрація сегментації зрізу повітряних шляхів за тривимірною воксельною моделлю носової порожнини

КТ-зрізи повітряних шляхів для розрахунку отримують за допомогою МПР у фронтальній площині. Для побудови аеродинамічної моделі носового дихання [67] необхідно визначити довжини певних ділянок носових проходів, площі перетинів та еквівалентні діаметри лівого й правого носових проходів у перетині [68], які з урахуванням складної конфігурації носової порожнини визначаються за формулою

$$d_h = 4S/P,$$

де S та P – площа та периметр перетину, що визначаються чисельно за даними сегментованої бінарної воксельної моделі носової порожнини.

Графіки залежності загального коефіцієнта аеродинамічного носового опору за довжиною носової порожнини при відстані між перетинами n , яка дорівнює 2 мм, подано на рис. 5.20. Найбільші значення коефіцієнтів аеродинамічного носового опору були визначені при викривленнях носової перегородки (2, 3) та риносинуситі (4).

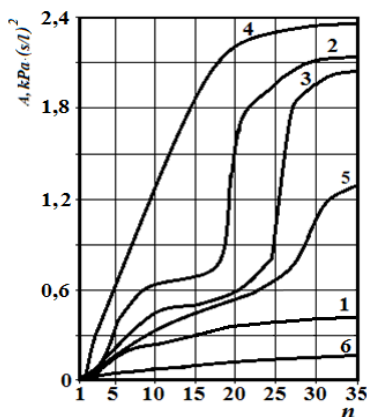


Рисунок 5.20 – Зміни коефіцієнта аеродинамічного носового опору (розрахунок за КТ-зрізами носової порожнини): 1 – умовна норма; 2 – викривлення носової перегородки в середньому відділі та 3 – у задньому відділі; 4 – хронічний риносинусит; 5 – аденоїдна вегетація; 6 – синдром порожнього носа

Подальше порівняння коефіцієнтів аеродинамічного носового опору, отриманих експериментально за результатами риноманометрії та даних аналітичної моделі повітряного потоку за КТ-перетинами, показало відповідність цих значень з відхиленням, що не перевищує 10%. Це підтверджує успішність застосування математичної моделі, побудованої на основі КТ-даних, для верифікації результатів експериментального дослідження.

5.6 Застосування РКТ у ветеринарії

Комп'ютерна томографія застосовується у вивченні морфологічних особливостей організму тварин у ветеринарії.

У роботі [69] досліджено комплекс КТ-морфологічних ознак рогового відростка лобової кістки великої рогатої худоби (ВРХ) для судово-ветеринарного визначення її віку та статі.

Досліджувався роговий відросток лобової кістки на КТ-зрізі носомозкового відділу черепа (на рівні середини основи рогового відростка) (рис. 5.21).

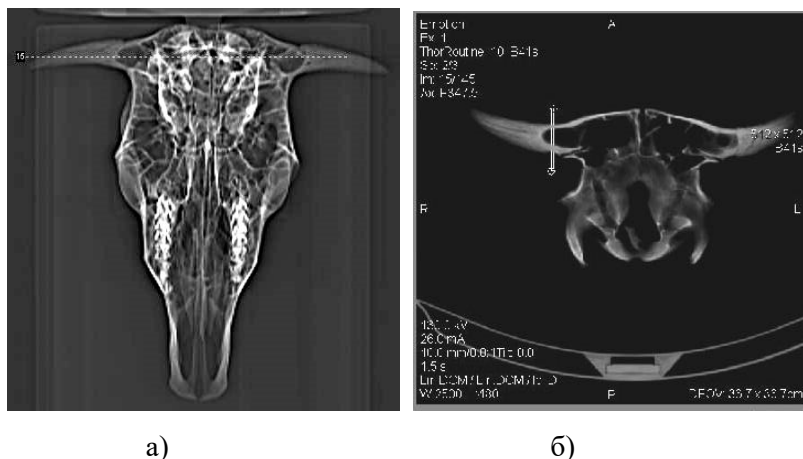


Рисунок 5.21 – КТ-топограма (а) з позначенням лінії вибору аксіального КТ-зрізу черепа корови (б)

Профіль яскравості зображення (КТ-денситограма) рогового відростка лобової кістки дає можливість точно віднайти ознаки для визначення зовнішнього D та внутрішнього d діаметрів рогу (рис. 5.22). За значеннями цих діаметрів можна розрахувати КТ-кортикальний індекс $КТКІ = (D-d)/D$, що застосовують для оцінювання стану трубчастих структур [70].

Незважаючи на індивідуальну варіабельність розмірів рогових відростків у групах, зміна КТКІ цієї кістки для корів та биків чітко вказала на тенденцію її вікової структурної перебудови. Цей підхід до визначення розмірів кісткових структур черепа ВРХ надає більш обґрунтовані судово-ветеринарні критерії для визначенні віку та статі тварин.

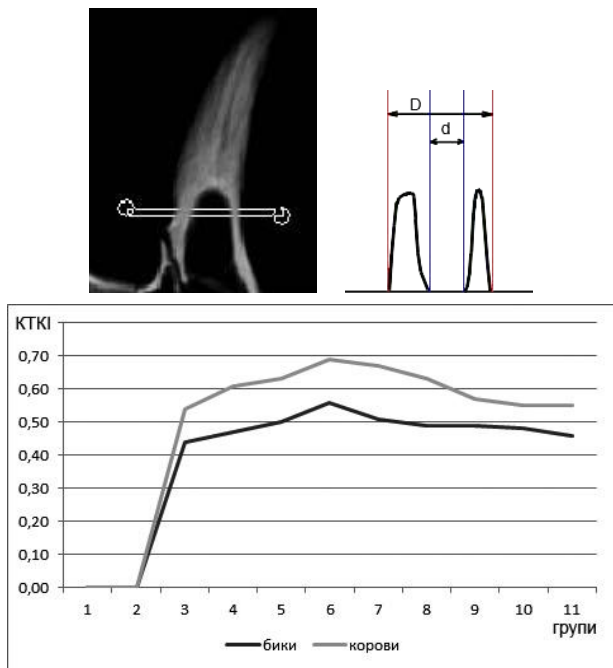


Рисунок 5.22 – КТ-денситограма рогового відростка в перерізі та графік статево-вікових змін КТ-кортикального індексу

5.7 Контрольні запитання та завдання до розділу 5

1. Яка роль РКТ у плануванні нейрохірургічних операцій?
2. Як КТ-дані сприяють покращенню результатів пластичної хірургії обличчя?
3. Поясніть, як застосовуються дані КТ для виготовлення черепних імплантатів.
4. У чому полягає технологія планування променевої терапії на основі КТ-даних?
5. Поясніть особливості застосування КТ-даних для визначення розмірів анатомічних структур.
6. Як застосовуються математичні моделі на основі КТ-даних для верифікації результатів функціональної діагностики?

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Alexi Assmus. Early History of X Rays. Beamline, Stanford, 1995. P. 10–24. <http://www.slac.stanford.edu/pubs/beamline/25/2/25-2-assmus.pdf>
2. Marcio Luis Ferreira Nascimento. Brief history of X-ray tube patents. *World Patent Information*. 2014. Vol. 37. P. 48–53. ISSN 0172-2190, URL: <https://doi.org/10.1016/j.wpi.2014.02.008>
3. Puluj I. Über die Entstehung der Röntgen'schen Strahlen und ihre photographische Wirkung. *Wiener Berichte*. 1896. Bd. 105. S. 228–238. URL: https://physik.cosmos-indirekt.de/Physik-Schule/Johann_Puluj
4. Шармазанова О.П., Бортний М.А., Шаповалова В.В. Історія розвитку рентгенології у Харкові (1900–1926). *Проблеми безперервної медичної освіти та науки*. № 1. 2017. С. 88–96.
5. Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency. URL: <https://www.arpansa.gov.au/understanding-radiation/what-is-radiation/ionising-radiation/x-ray>
6. Diagnostic radiology physics : a handbook for teachers and students. – Vienna : IAEA, 2014. <https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1564webNew-74666420.pdf>
7. Seibert J.A. X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 1: Basic Principles of X-Ray Production. *J Nucl Med Technol*. 2004. No. 32. P. 139–147. URL: <http://tech.snmjournals.org/content/32/3/139.full>
8. Radiation oncology physics / Editor E.B. Podgorsak. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005. 39 p. URL: https://wwwpub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196_web.pdf
9. William R. Hendee, E. Russell Ritenour. Medical Imaging Physics, 4th Edition. Wiley-Liss, 2002. 536 p. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/0471221155>.
10. Seibert J.A., Boone J.M. X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2: X-Ray Interactions and Image Formation. *J Nucl Med Technol*. 2005. No. 33. P. 3–18. URL: <http://tech.snmjournals.org/content/33/1/3.long>
11. International Commission of Radiation Units and Measurements, «Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues»,

ICRU Report 46. *Journal of the ICRU*. Nuclear Technology Publishing, 1992. URL: <https://icru.org/home/reports/photon-electron-proton-and-neutron-interaction-data-for-body-tissues-report-46>

12. International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Annals of the ICRP* 37 (2–4). Oxford: Elsevier, 2008. URL: [http://www.icrp.org/docs/ICRP_Publication_103-Annals_of_the_ICRP_37\(2-4\)-Free_extract.pdf](http://www.icrp.org/docs/ICRP_Publication_103-Annals_of_the_ICRP_37(2-4)-Free_extract.pdf)

13. Рентгенівський апарат. Історія винаходу та виробництва. URL: <http://www.diagram.com.ua/info/engineering-and-technology/engineering-and-technology244.shtml>

14. The Cathode Ray Tube site. URL: <https://www.crtsite.com/page5.html>

15. George William Clarkson Kaye. X rays: an introduction to the study of Röntgen rays. Longmans, Green and co., 1914. 252 p.

16. Jerrold T. Bushberg, John M. Boone. The Essential Physics of Medical Imaging. Lippincott Williams & Wilkins, 2011. 1030 p.

17. Schardt P., Deuringer J., Freudenberger J., Hell E., Knüpfer W., Mattern D. and Schild M. New x-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology. *Med. Phys.* 2004. No. 31. P. 2699–2706. DOI:10.1118/1.1783552. URL: <https://pdfs.semanticscholar.org/ddd1/c5c79407b41e27d6e31e567359b0117a1c50.pdf>

18. Vulcan Global Manufacturing Solutions, Inc. URL: <https://vulcangms.com/products/collimators-collimation/>

19. Principles of Patient Radiation Protection & ALARA. URL: https://www.ceessentials.net/article5.html#section4_1

20. National Council on Radiation Protection and Measurements. URL: <https://ncrponline.org/shop/commentaries/commentary-no-13-an-introduction-to-efficacy-in-diagnostic-radiology-and-nuclear-medicine-justification-of-medical-radiation-exposure-1995/>

21. Авер'янова Л.О. Метод комп'ютерної рентгено-морфометрії метакарпальних кісток людини у діагностиці остеопорозу: автореферат дисертації на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук. Харків, 2002. URL: <http://openarchive.nure.ua/handle/document/2761>

22. Kramar U. X-Ray Fluorescence Spectrometers / Editor(s): John C. Lindon, George E. Tranter, David W. Koppenaal. *Encyclopedia of*

Spectroscopy and Spectrometry (Third Edition), *Academic Press*. 2017. P. 695–706. ISBN 9780128032244. URL: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-409547-2.05068-X>.

23. Martin Hoheisel. Review of medical imaging with emphasis on X-ray detectors. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2006. Vol. 563, Issue 1. P. 215–224. ISSN 0168-9002. URL: <https://doi.org/10.1016/j.nima.2006.01.123>.

24. Сучасні системи радіаційного неруйнівного контролю / В.А. Троїцький, С.Р. Михайлов, Р.О. Пастовенський, Д.С. Шило. Технічна діагностика та неруйнівний контроль. 2015. № 1. С. 23–35. URL: http://www.usndt.com.ua/documents/Troitskiy_publications/Troitskiy_tdnk2015_01.pdf

25. Leeds Test Objects. Xray Test Patterns user manual. URL: <https://www.leedstestobjects.com/wp-content/uploads/Xray-Test-Patterns-user-manual.pdf?x35953>

26. Мирошниченко С.І., Невгасимий А.А. Багатосенсорні цифрові рентгенівські приймачі. *Наука та інновації*. 2014. Т. 10. № 2. С. 40–48. URL: <http://dspace.nbu.gov.ua/bitstream/handle/123456789/114961/07-Miroshnichenko.pdf?sequence=1>

27. Мирошниченко С.І. Цифрові приймачі рентгенівських зображень. Київ: Медицина України, 2014. 100 с.

28. Rolf Behling. 14 Dec 2017, X-ray Generators from: Handbook of X-ray Imaging, Physics and Technology CRC Press. URL: <https://www.routledgehandbooks.com/doi/10.1201/9781351228251-3>

29. Jan Kuntz, Michael Knaup, Christof Fleischmann, Marc Kachelrieß. Shifted detector super short scan reconstruction for the rotate-plus-shift trajectories and its application to C-arm CT systems. Proc. SPIE 9783. *Medical Imaging. 2016: Physics of Medical Imaging*, 97830I (22 March 2016). URL: <https://doi.org/10.1117/12.2216639>

30. Malone J., O'Reilly G., O'Connor U., Gallagher A., Sheahan N. The Design of Diagnostic Medical Facilities where Ionising Radiation is used (RPII-IE--09/01) / Editor(s): Fennell S., Howett D., Ryan T., Hone C., Kenny T., Cunningham N. Ireland, 2009.

URL: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/41/081/41081618.pdf?r=1

31. Jonathan J. James, A. Robin M. Wilson, Andrew J. Evans. The Breast. Radiology Key. Chapter 69. URL: <https://radiologykey.com/the-breast-2/>

32. Kalender W.A. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. Ed. 3. John Wiley & Sons, 2011. 372 p.

33. Lee W. Goldman. Principles of CT: Multislice CT. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 2008. No. 36 (2). P. 57–68. DOI: 10.2967/jnmt.107.044826

34. Kyongtae T. Bae, Bruce R. Whiting. Basic Principles of Computed Tomography Physics and Technical Considerations. URL: <https://radiologykey.com/basic-principles-of-computed-tomography-physics-and-technical-considerations/>

35. Lee W. Goldman. Principles of CT and CT Technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 2007. No. 35 (3). P. 115–128. DOI: <https://doi.org/10.2967/jnmt.107.042978>

36. Medical electrical equipment. Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography. International Electrotechnical Commission. IEC 60601-2-44, 3.2. Edition, March 2016. URL: <https://www.iec.ch/global/search#gsc.tab=0&gsc.q=60601-2-44>.

37. Pan T. CT in Hybrid SPECT/CT and PET/CT. In: Khalil M.M. (eds) Basic Sciences of Nuclear Medicine. Springer, Cham. 2021. URL: https://doi.org/10.1007/978-3-030-65245-6_1

38. Shefer E., Altman A., Behling R. et al. State of the Art of CT Detectors and Sources: A Literature Review. *Curr Radiol Rep* 1. 2013. 76–91. URL: <https://doi.org/10.1007/s40134-012-0006-4>

39. Brilliant performance. Philips Brilliance CT 64-channel with Essence technology. Philips Healthcare, 2010. URL: <https://www.abufarhamedical.com/storage/app/media/catalog/Philips%20CT%20Brilliance%2064%20Slice%20Brochure.pdf>

40. Devapalasundaram A., Lau K.K., Paul E. et al. Liver detection algorithm: its efficacy for CT noise reduction in the liver. *Abdom Radiol* 41. 2016. 493–499. URL: <https://doi.org/10.1007/s00261-015-0617-3>

41. Ranjith Kumar, Stephane Hans. Filtered-back Projection Algorithm on Computed Tomography (Ct) Scan. 2016. URL: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:19346122>

42. CT Basics. Dianna Cody.
URL: <https://www.aapm.org/meetings/08SS/documents/Cody.pdf>

43. Pocket Dentistry. Fastest Clinical Dentistry Insight Engine.
URL: <https://pocketdentistry.com/14-other-imaging-modalities/>

44. Jiang Y., Zhao J., Hu X., Zou J. A Generalized Construction Model for CT Projection-Wise Filters on the SDBP Technique. *Mathematics*. 2022. No. 10, 579. URL: <https://doi.org/10.3390/math10040579>

45. Taubmann O., Berger M., Bögel M. et al. Computed Tomography. 2018 Aug 3. In: Maier A., Steidl S., Christlein V. et al., editors. *Medical Imaging Systems: An Introductory Guide* [Internet].

46. Тривимірна реконструкція томографічних зображень. Алгоритми побудови 3D-моделей анатомічних структур. Ч. 1. URL: <https://tomograf.ua/trivimirna-rekonstrukciya-tomografichnix-zobrazhen-algoritmi-pobudovi-3d-modelej-anatomichnix-struktur-chastina-1/>

47. Zachow S., Muigg P., Hildebrandt T., Doleisch H., Hege H.-C. Visual Exploration of Nasal Airflow. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*. Nov.-Dec. 2009. Vol. 15. No. 6. P. 1407–1414. DOI: 10.1109/TVCG.2009.198

48. Rendering a brain CT scan in 3D with GRASS GIS 7. URL: <https://neteler.org/blog/rendering-a-brain-ct-in-3d-with-grass-gis-7/>

49. Siemens healthineers. Neurology. URL: <https://www.siemens-healthineers.com/ua/computed-tomography/clinical-imaging-solutions/ct-neurology>

50. Fundamentals of Computed Tomography Studies: Windowing. URL: https://www.stepwards.com/?page_id=21646

51. Тимкович М.Ю. Методи та засоби комп'ютерного планування нейрохірургічних втручань: автореф. дис.... канд. техн. наук: 05.11.17 – Біологічні та медичні прилади і системи / М-во освіти і науки України, Харків. нац. ун-т радіоелектроніки. Харків, 2016. 20 с.

52. Carl B., Vopp M., Saß B. et al. Intraoperative computed tomography as reliable navigation registration device in 200 cranial procedures. *Acta Neurochir* 160. 2018. 1681–1689. URL: <https://doi.org/10.1007/s00701-018-3641-6>

53. Avrunin O., Tymkovych M., Semenets V., Piatykov V. Computed tomography dataset analysis for stereotaxic neurosurgery navigation. 2019 *IEEE 8th International Conference on Advanced Optoelectronics and Lasers (CAOL)*. Sozopol, Bulgaria, 2019, P. 606–609. DOI: 10.1109/CAOL46282.2019.9019459.

54. Інтелектуальні технології моделювання хірургічних втручань: монографія / О.Г. Аврунін, С.Б. Безшапочний, Є.В. Бодяньський, В.В. Семенець, В.О. Філатов. Харків: ХНУРЕ, 2018. 224 с. URL: <http://openarchive.nure.ua/handle/document/5048>

55. Avrunin O., Tymkovych M., Kononenko T. Capabilities to visualize the operating region of surgical intervention relatively to cranial landmarks for neuronavigation. *EUREKA: Physics and Engineering*. 2016. No. 1. P. 21–30. URL: <https://doi.org/10.21303/2461-4262.2016.00022>

56. Bottino A., De Simone M., Laurentini A., Sforza C. A new 3-D tool for planning plastic surgery. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2012. No. 59 (12). P. 3439–3449. DOI:10.1109/TBME.2012.2217496.

57. Кнігавко Ю.В. Методи та засоби комп'ютерного планування пластичних втручань на обличчі людини: автореф. дис.... канд. техн. наук: 05.11.17 / Харків. нац. ун-т радіоелектроніки. Харків, 2015. 20 с.

58. Шамраєва О.О. Методи та засоби побудови комп'ютерних моделей черепних імплантатів за томографічними та рентгенографічними даними: автореф. дис.... канд. техн. наук: 05.11.17 / Харківський національний ун-т радіоелектроніки. Харків, 2009. 20 с.

59. Avrunin O., Tymkovych M., Drauil J. Automatized technique for three-dimensional reconstruction of cranial implant based on symmetry. 2015 *Information Technologies in Innovation Business Conference (ITIB)*, Kharkiv, Ukraine, 2015. P. 39–42. DOI: 10.1109/ITIB.2015.7355070

60. Аналіз інформаційних і технічних можливостей сучасних систем планування дистанційної радіотерапії / В.П. Старенький, Л.О. Авер'янова, Л.Л. Васильєв, Ю.О. Орлова. *Klin.inform.telemed*. 2011. Vol. 7, Issue 8. P. 79–82. URL: http://kit-journal.com.ua/uk/viewer_uk.html?doc/2011_8/starenkij_13.pdf

61. Старенький В.П., Авер'янова Л.О. Апарати дистанційної променевої терапії: навч. посіб. Харків: Планета-Прінт, 2015. 160 с. URL: <http://openarchive.nure.ua/handle/document/2514>

62. Starenkiy V.P. The role of modern medical imaging technologies at distant radiation therapy planning. *The Journal of V. N. Karazin Kharkiv National University, Ser. Med.* 2015. P. 54–63. URL: <https://periodicals.karazin.ua/medicine/article/view/3401>

63. Сучасні інтелектуальні технології функціональної медичної діагностики: монографія / О.Г. Аврунін, С.В. Бодяньський, М.В. Калашник, В.В. Семенець, В.О. Філатов. Харків: ХНУРЕ, 2018. 236 с. URL: <http://openarchive.nure.ua/handle/document/4953>

64. Nosova Y., Avrunin O., Tymkovych M., Khudaieva S., Yurevych N., Glasmacher B. Determination of nasal breathing disorders according to computer tomography. 2020 *IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, Kyiv, Ukraine, 2020. P. 516–519. DOI: 10.1109/ELNANO50318.2020.9088816

65. Nosova Y.V., Tymkovych M.Y., Shushliapina N.O., Avrunin O.G., Semenets V.V. Peculiarities of Pre-Processing of Tomographic Images for Segmentation of Paranasal Sinuses. 2019 *IEEE 39th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, Kyiv, Ukraine, 2019. P. 489–492. DOI: 10.1109/ELNANO.2019.8783713

66. Tymkovych M., Avrunin O., Paliy V., Filzow M., Gryshkov O., Glasmacher B., Omiotek Z., Dzierżak R., Smailova S., Kozbekova A. Automated method for structural segmentation of nasal airways based on cone beam computed tomography. *Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments*. 2017, 104453F (7 August 2017). URL: <https://doi.org/10.1117/12.2280922>

67. Al Omari A.K., Saied H.F.I., Avrunin O.G. Analysis of Changes of the Hydraulic Diameter and Determination of the Air Flow Modes in the Nasal Cavity. In: Choraś, R.S. (eds) *Image Processing and Communications Challenges 3. Advances in Intelligent and Soft Computing*. 2011. Vol. 102. Springer, Berlin, Heidelberg.

68. Аврунін О.Г. Теоретичні основи, методи та засоби діагностики і комп'ютерного планування в ринології: автореф. дис... д-ра техн. наук: 05.11.17 – Біологічні та медичні прилади і системи. Харків, 2012. 36 с. URL: <https://repo.btu.kharkov.ua/handle/123456789/3833>

69. Судово-ветеринарні критерії визначення віку і статі великої рогатої худоби молочного напрямку продуктивності за морфологічними

особливостями носомозкового відділу черепа: монографія / І.В. Яценко, Карем Р.С. Абузнайд, Л.О. Авер'янова, О.М. Гетманець. Харків: ФОП Бровін, 2017. 218 с. URL: <https://repo.btu.kharkov.ua/handle/123456789/37527>

70. Patel B., Aqil A., Riaz O., Jeffers R., Dickson D. The 2nd Metacarpal Cortical Index as a Simple Screening Tool for Osteopenia. *J Bone Metab.* 2020. No. 27 (4). P. 261–266. DOI: 10.11005/jbm.2020.27.4.261

Навчальне видання

АВЕР'ЯНОВА Лілія Олександрівна
АВРУНІН Олег Григорович
СТАРЕНЬКИЙ Віктор Петрович
ТИМКОВИЧ Максим Юрійович

СИСТЕМИ РЕНТГЕНІВСЬКОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ

*Навчальний посібник
для студентів медико-технічних спеціальностей*

Рецензенти:

А.В. Кіпенський, д-р техн. наук, проф., директор навчально-наукового інституту соціально-гуманітарних технологій Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут»

В.Г. Дуденко, д-р мед. наук, проф., професор кафедри анатомії людини, клінічної анатомії та оперативної хірургії Харківського національного медичного університету

Відповідальний випусковий Т.В. Носова
Редактор Л.В. Кузьміна
Комп'ютерна верстка Л.Ю. Светайло

План 2025 (перше півріччя), поз. 4.

Підп. до друку 04.02.25. Формат 60x84_{1/16}. Спосіб друку – ризографія.
Умов. друк. арк. 9,2. Облік. вид. арк. 8,3. Тираж 300 прим.
Ціна договірна Зам. №

ХНУРЕ. Україна. 61166, Харків, просп. Науки, 14

Віддруковано в редакційно-видавничому відділі ХНУРЕ
61166, Харків, просп. Науки, 14