

КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА

ФАКУЛЬТЕТ РАДІОФІЗИКИ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ

Кафедра медичної радіофізики

«На правах рукопису»

Робота допущена до захисту в ЕК
рішенням кафедри медичної радіофізики
від «__» травня 2026 року, протокол № ____.
Завідувач кафедри кандидат фіз.-мат. наук, доцент
_____ Сергій РАДЧЕНКО

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА МАГІСТРА

на тему:

**«ДОЗИМЕТРИЧНИЙ АНАЛІЗ ПРОМЕНЕВОГО НАВАНТАЖЕННЯ ТА
ОПТИМІЗАЦІЯ ПРОТОКОЛІВ ПЕТ/КТ У ПЕДІАТРІЇ»**

Виконала:

студентка 2-го курсу магістратури
денної форми здобуття освіти
спеціальності 105 Прикладна фізика та наноматеріали
ОНП Біомедична фізика, інженерія та інформатика
Прохорець Вероніка Андріївна _____

Науковий керівник:

доктор філософії
Комаров Андрій Олександрович _____

Рецензент:

кандидат мед. наук, доцент
Романенко Ганна Олександрівна _____

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань

Студентка _____ Вероніка ПРОХОРЕЦЬ

Реферат

Дипломна робота магістра з медичної фізики: 65 с., 9 рис., 8 таблиць, 27 джерел.

У роботі проведено дозиметричний аналіз променевого навантаження при проведенні ПЕТ/КТ досліджень у педіатричній практиці та досліджено підходи до оптимізації параметрів сканування з метою зниження ефективної дози опромінення. Проаналізовано сучасні методи оцінки дозових показників у ядерній медицині та визначено внесок ПЕТ- і КТ-компонентів у сумарне променеве навантаження пацієнтів.

У роботі досліджено залежність дозових характеристик від індивідуальних параметрів пацієнтів, а також проведено порівняльний аналіз ефективної дози для різних протоколів ПЕТ/КТ досліджень. Визначено, що КТ-компонент є одним із основних факторів формування сумарного променевого навантаження та потребує оптимізації параметрів сканування відповідно до вікових і антропометричних характеристик пацієнтів.

Було виконано обробку та аналіз клінічних даних ПЕТ/КТ досліджень, проведено розрахунок ефективної дози та оцінку співвідношення внеску окремих компонентів у загальне опромінення. Запропоновано підходи до оптимізації протоколів дослідження, спрямовані на зниження променевого навантаження без втрати діагностичної інформативності.

Отримані результати мають практичне значення для вдосконалення протоколів ПЕТ/КТ у педіатричній практиці та підвищення рівня радіаційної безпеки пацієнтів.

ПЕТ/КТ, ДОЗИМЕТРІЯ, ЕФЕКТИВНА ДОЗА, ПРОМЕНЕВЕ
НАВАНТАЖЕННЯ, ЯДЕРНА МЕДИЦИНА, ПЕДІАТРІЯ, ОПТИМІЗАЦІЯ
ПРОТОКОЛІВ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

ПЕТ – позитронно-емісійна томографія

ПЕТ/КТ – позитронно-емісійна томографія, поєднана з комп'ютерною томографією

^{18}F -FDG – фтордезоксиглюкоза

NaI – монокристалічний йодид натрію

BGO – германат бісмуту

GSO – гадоліній ортокристал

LSO – лютецій-оксид ортосилікату

LYSO – силікат лютеція-иттрія

MDCT – мультidetекторна комп'ютерна томографія

SNR – signal to noise ratio (співвідношення сигнал/шум)

CNR – contrast to noise ratio співвідношення контраст/шум)

MTF – modulation transfer function (частотно-контрастна характеристика)

NPS – noise power spectrum (спектр потужності шуму)

EANM – european association of nuclear medicine (європейська асоціація ядерної медицини)

IAEA – international atomic energy agency (міжнародне агентство з атомної енергії)

ICRP – international commission on radiological protection (міжнародна комісія з радіаційного захисту)

OSEM – ordered subsets expectation maximization (максимізація очікування для впорядкованих підмножин)

ЗМІСТ

Вступ	5
Розділ 1 Теоретичні основи ПЕТ/КТ та дозового навантаження	9
1.1 Фізичні принципи ПЕТ та КТ	9
1.1.1 Фізичні основи позитронно-емісійної томографії	10
1.1.2 Детекторна система ПЕТ і сцинтиляційні кристали	12
1.2 Фізичні основи КТ	15
1.2.1 Формування КТ-зображення та дозові параметри	18
1.3 Особливості гібридної ПЕТ/КТ	22
1.3.1 Поєднання функціональної та анатомічної інформації	22
1.3.2 Роль КТ у складі ПЕТ/КТ	24
1.4 Основні клінічні застосування у педіатрії	25
1.4.1 Переваги та обмеження ПЕТ/КТ у педіатрії	28
Розділ 2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ	31
2.1 Радіаційне навантаження у ПЕТ/КТ	31
2.1.1 Внесок ПЕТ-компонента	32
2.1.2 Внесок КТ-компонента	37
2.2 Обрахунок дози та міжнародні рекомендації	38
2.3 Процес проведення дослідження	43
Розділ 3 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ	50
Розділ 4 ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ	54
4.1 Оптимізація ПЕТ-компонента	54
4.2 Оптимізація КТ-компонента у складі ПЕТ/КТ	55
Висновки	62
Перелік посилань	63

ВСТУП

Актуальність дослідження

Гібридна позитронно-емісійна та комп'ютерна томографія (ПЕТ/КТ) є одним із ключових інструментів сучасної ядерної медицини, що широко застосовується у педіатричній практиці для діагностики, стадіювання та моніторингу лікування онкологічних захворювань, а також для оцінки запальних і метаболічних процесів. Поєднання функціональної інформації ПЕТ із високою анатомічною деталізацією КТ забезпечує високу діагностичну точність і сприяє прийняттю клінічно обґрунтованих рішень. Разом із тим, ПЕТ/КТ супроводжується впливом іонізуючого випромінювання, яке формується як за рахунок введення радіофармацевтичного препарату під час ПЕТ-дослідження, так і внаслідок рентгенівського опромінення при виконанні КТ. Це набуває особливого значення у педіатрії, оскільки дитячий організм характеризується підвищеною радіочутливістю, а триваліший очікуваний період життя підвищує ймовірність реалізації віддалених стохастичних ефектів опромінення. У зв'язку з цим питання оцінки та оптимізації дозового навантаження у дітей є пріоритетним напрямком розвитку медичної фізики та радіології.

Міжнародні рекомендації, розроблені такими організаціями, як European Association of Nuclear Medicine та International Atomic Energy Agency, наголошують на необхідності застосування індивідуалізованого підходу до дозування радіофармацевтичних препаратів з урахуванням маси тіла дитини, а також оптимізації параметрів комп'ютерної томографії відповідно до принципу ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Незважаючи на наявність таких рекомендацій, у реальній клінічній практиці можуть спостерігатися варіації у підходах до проведення досліджень, що обумовлює необхідність аналізу фактичних дозових показників.

На підставі наведеного, проведення ретроспективного аналізу клінічних даних щодо дозового навантаження при ПЕТ/КТ у дітей є актуальним завданням, яке дозволяє оцінити відповідність існуючої практики міжнародним стандартам,

визначити внесок окремих компонентів дослідження у сумарну ефективну дозу та виявити потенційні шляхи подальшої оптимізації. Отримані результати можуть бути використані для вдосконалення протоколів обстеження та підвищення рівня радіаційної безпеки у педіатричній ядерній медицині.

Метою даної роботи є оцінка радіаційного навантаження у педіатричних пацієнтів при проведенні ПЕТ/КТ досліджень у реальних клінічних умовах шляхом аналізу введеної активності радіофармацевтичних препаратів, визначення внеску КТ-компонента у сумарну ефективну дозу та дослідження залежності дозових показників від віку, маси тіла та клінічних показань.

Завдання дослідження

Для досягнення поставленої мети були сформульовані такі завдання:

1. Проаналізувати сучасні літературні дані щодо дозового навантаження при ПЕТ/КТ у педіатричній практиці та принципів його оптимізації відповідно до рекомендацій European Association of Nuclear Medicine та International Atomic Energy Agency.
2. Провести ретроспективний аналіз ПЕТ/КТ досліджень у дітей із урахуванням віку, маси тіла та клінічних показань.
3. Оцінити введену активність радіофармацевтичних препаратів та її відповідність міжнародним рекомендаціям.
4. Розрахувати ефективну дозу від ПЕТ-компонента на основі введеної активності.
5. Проаналізувати дозові параметри КТ (CTDIvol, DLP) та оцінити ефективну дозу від КТ-дослідження з використанням педіатричних коефіцієнтів перерахунку.
6. Визначити сумарну ефективну дозу для кожного дослідження та оцінити внесок окремих компонентів (ПЕТ і КТ).
7. Дослідити залежність дозового навантаження від вікових груп і маси тіла
8. Порівняти отримані результати з міжнародними рекомендаціями та визначити можливості оптимізації протоколів дослідження

Об'єктом дослідження є процес формування дозового навантаження при проведенні ПЕТ/КТ досліджень у педіатричних пацієнтів. **Предметом дослідження** є дозові характеристики ПЕТ- та КТ-компонентів гібридних ПЕТ/КТ досліджень, параметри сканування, введена активність радіофармацевтичних препаратів, а також методи оптимізації протоколів дослідження з метою зниження променевого навантаження у дітей.

Наукова новизна роботи полягає у комплексному аналізі дозового навантаження при проведенні ПЕТ/КТ досліджень у педіатричних пацієнтів із урахуванням внеску окремих компонентів дослідження та параметрів сканування.

У ході виконання роботи:

- проведено ретроспективний аналіз дозових показників ПЕТ/КТ у дітей різних вікових груп та маси тіла;
- досліджено залежність ефективної дози від параметрів КТ-компонента, зокрема напруги трубки, сили струму та алгоритмів автоматичної модуляції експозиції;
- оцінено внесок ПЕТ- та КТ-компонентів у формування сумарного дозового навантаження;
- виконано фантомне дослідження із варіюванням параметрів КТ-сканування для оцінки можливостей оптимізації низькодозових протоколів;
- показано вплив автоматичної модуляції струму на нелінійний характер зміни дозових показників при зміні параметрів експозиції;
- визначено потенціал використання віко- та масо-залежних протоколів для зниження дозового навантаження у педіатричній ПЕТ/КТ.

Практичне значення роботи полягає у можливості використання отриманих результатів для оптимізації протоколів ПЕТ/КТ досліджень у педіатричній практиці та підвищення рівня радіаційної безпеки пацієнтів. Проведений аналіз дозового навантаження дозволяє адаптувати параметри КТ-компонента відповідно до віку, маси тіла та клінічних показань пацієнта, а також оцінити ефективність використання низькодозових протоколів у складі ПЕТ/КТ.

Отримані результати можуть бути використані для оцінки відповідності локальних клінічних протоколів міжнародним рекомендаціям Європейської асоціації ядерної медицини (European Association of Nuclear Medicine (EANM)) та International Atomic Energy Agency (IAEA), а також для впровадження персоналізованих підходів до дозування радіофармацевтичних препаратів. Практична цінність роботи також полягає у можливості застосування результатів у діяльності медичних фізиків та лікарів-радіологів з метою контролю, аналізу та подальшої оптимізації дозового навантаження у дітей при проведенні ПЕТ/КТ досліджень.,

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ПЕТ/КТ ТА ДОЗОВОГО НАВАНТАЖЕННЯ

1.1 Фізичні принципи ПЕТ та КТ

Позитронно-емісійна томографія у поєднанні з комп'ютерною томографією (ПЕТ/КТ) належить до найбільш сучасних та інформативних методів медичної візуалізації, які активно використовуються в онкології для ранньої діагностики злоякісних новоутворень, визначення ступеня поширення пухлинного процесу, оцінки ефективності проведеного лікування та виявлення можливих рецидивів. Комбінація функціональної інформації, отриманої за допомогою ПЕТ, із детальними анатомічними даними КТ забезпечує значно вищу точність діагностики порівняно з окремим застосуванням цих методів. Особливо важливу роль ПЕТ/КТ відіграє у педіатричній онкології, де своєчасне та достовірне виявлення патологічних змін має вирішальне значення для вибору оптимальної тактики лікування та прогнозу захворювання.

Водночас, використання цього методу діагностики супроводжується опроміненням пацієнта іонізуючим випромінюванням, що є особливо актуальним для дітей через високу чутливість тканин дитячого організму до радіаційного впливу. У період активного росту та розвитку клітини дитячого організму більш вразливі до радіаційно-індукованих змін, а триваліша очікувана тривалість життя збільшує ймовірність прояву віддалених стохастичних ефектів. Саме тому питання контролю дозового навантаження та оптимізації параметрів проведення ПЕТ/КТ досліджень у дітей є одним із ключових напрямків сучасної ядерної медицини та медичної фізики.

Сучасний підхід до забезпечення радіаційної безпеки ґрунтується на принципі отримання максимальної діагностичної інформації при мінімально можливій дозі опромінення. Для цього застосовуються методи оптимізації параметрів сканування, індивідуальний розрахунок активності радіофармпрепаратів відповідно до маси тіла пацієнта, використання низькодозових протоколів комп'ютерної томографії та сучасних алгоритмів

реконструкції зображень. Важливим аспектом також є дослідження внеску ПЕТ-та КТ-компонентів у формування сумарного променевого навантаження, а також оцінка ефективності способів його зниження без погіршення якості отриманих діагностичних зображень.

1.1.1 Фізичні основи позитронно-емісійної томографії

Основною метою позитронно-емісійної томографії є отримання зображень розподілу позитрон-випромінюючих радіонуклідів у тілі пацієнта. Усі ПЕТ-системи, незважаючи на конструктивні відмінності, базуються на однакових фізичних принципах, що визначають процес реєстрації випромінювання та формування зображення.

Використання позитрон-випромінюючих ізотопів призводить до утворення позитрона, який після втрати енергії у середовищі анігілює з електроном. У результаті кожного акту анігіляції виникають два γ -кванти (1.1) з енергією 511 кеВ, які розлітаються у протилежних напрямках:



Ця особливість дозволяє реалізувати принцип електронної колімації, який лежить в основі роботи ПЕТ. Сканер базується на припущенні, що γ -кванти поширюються вздовж однієї прямої (колінеарність) і досягають детекторів практично одночасно (симультанність). У двох γ -квантів, що виникли в процесі анігіляції, з енергією 511 кеВ, кут розльоту може дорівнювати $180^{\circ} + 0,25^{\circ}$. Через цю невелику різницю похибка гамма-камери при визначення координат фтору-18 (F^{18}) може становити до 3,7 мм.

Реєстрація подій здійснюється за допомогою методу виявлення збігів (рис.1.1.). Якщо один фотон реєструється детектором, система відкриває часове вікно, яке у сучасних системах зазвичай варіюється від 4 до 10 нс. У випадку,

якщо другий фотон реєструється протягом короткого інтервалу часу (1.2), подія класифікується як збіг:

$$|t_1 - t_2| \leq \Delta t \quad (1.2)$$

Такі події формують лінії відповіді (Line of response- LOR), уздовж яких відбулася анігіляція. Реєстрація великої кількості таких збігів дозволяє сформувати проєкції розподілу активності, які використовуються для реконструкції зображення.

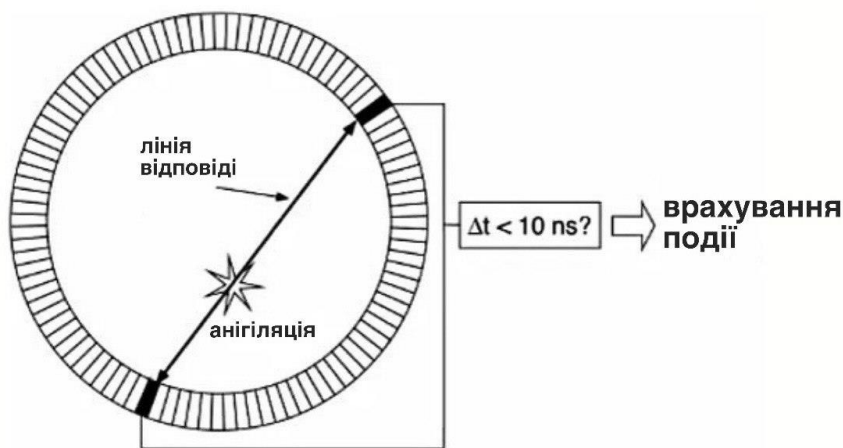


Рисунок 1.1 – Обробка збігів при отриманні даних ПЕТ

Для ПЕТ-діагностики найбільше значення мають так звані «справжні» збіги, за яких два детектори одночасно реєструють γ -кванти, що виникли внаслідок одного акту радіоактивного розпаду ядра. Проте, окрім істинних збігів, можуть виникати й розсіяні збіги, пов'язані з потраплянням до детекторів γ -квантів, які зазнали розсіювання перед реєстрацією. У таких випадках один або декілька фотонів, утворених під час одного розпаду, змінюють свій напрямок і одночасно фіксуються системою детектування. Також можливі випадкові збіги, коли детектори одночасно реєструють випромінювання, що походить від різних незалежних подій радіоактивного розпаду.

На відміну від SPECT, де використовується механічна колімація, у ПЕТ застосовується електронна колімація, що забезпечує значно вищу чутливість.

Крім того, ПЕТ-системи не потребують обертання детекторів, оскільки сучасні системи мають повне кільце детекторів.

1.1.2 Детекторна система ПЕТ і сцинтиляційні кристали

Ефективність ПЕТ значною мірою визначається характеристиками детекторної системи, яка включає сцинтиляційний кристал, світлоперетворювальний елемент та електроніку обробки сигналу. У ПЕТ системах детектор повинен забезпечувати високу ймовірність зупинки γ -квантів потрібної енергії та генерацію світлового сигналу, який дозволяє визначати час і положення події. Ослаблення γ -квантів у сцинтиляторі описується експоненціальним законом (1.3):

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.3)$$

де I_0 - початкова інтенсивність, I - інтенсивність після проходження через матеріал, μ - коефіцієнт ослаблення, а x - товщина кристала.

Сцинтиляція як фізичне явище полягає у випромінюванні коротких світлових спалахів під час передачі енергії іонізуючого випромінювання речовині сцинтилятора. У загальному вигляді процес сцинтиляції описується як послідовність трьох етапів: перетворення енергії іонізуючого випромінювання у збудження матеріалу, передача енергії до центрів люмінесценції та випромінювання фотонів видимого світла. Кількість випромінених фотонів є пов'язаною з енергією, поглинутою у сцинтиляторі (1.4), що дозволяє використовувати цей процес для енергетичного аналізу події:

$$N_{ph} \propto E \quad (1.4)$$

Основними характеристиками сцинтиляційних матеріалів є густина, ефективний атомний номер, світловіддача, час висвічування, енергетична роздільна здатність та прозорість для власного випромінювання. Висока густина

і великий ефективний атомний номер забезпечують високу ймовірність взаємодії γ -квантів із матеріалом, а висока світловіддача сприяє точнішому визначенню енергії. Короткий час висвічування є особливо важливим для ПЕТ, оскільки визначає можливість точної часової реєстрації збігів.

У ранніх ПЕТ-системах використовувалися кристали NaI, однак через низьку здатність до зупинки 511 кеВ фотонів ці сцинтилятори були не оптимальними для ПЕТ. Для досягнення достатньої чутливості необхідна була значна товщина кристала. У 1980-1990-х роках широкого застосування набули пікселізовані кристали BGO, які мають високу ефективність поглинання, але низьку світловіддачу. Це обмежувало можливості зменшення розмірів детекторних елементів і погіршувало енергетичну роздільну здатність. У подальшому виробники перейшли до яскравіших сцинтиляторів, таких як GSO та LSO, а згодом LYSO, які забезпечують значно кращу світловіддачу та швидший часовий відгук. Саме LSO та LYSO стали сучасним стандартом для ПЕТ, оскільки поєднують добру ефективність поглинання з високою швидкодією.

Світловий сигнал, що виникає у кристалі, перетворюється в електричний за допомогою фотодетекторів. У попередньому поколінні клінічних ПЕТ-систем найчастіше використовувалися фотопомножувачі, які забезпечують високий коефіцієнт підсилення, низький рівень шуму та швидкий відгук. Однак також застосовуються позиційно-чутливі фотопомножувачі, лавинні фотодіоди та кремнієві фотопомножувачі, особливо у випадках, коли потрібна краща просторова роздільна здатність, більша count-rate capability або робота в умовах магнітного поля.

У сучасних ПЕТ-системах використовуються безперервні або блочні детектори. У блочних детекторах обмежена кількість кристалів оптично зв'язана з невеликою кількістю фотодетекторів. Положення події може бути оцінене за допомогою логіки Ангера (1.5) на основі розподілу сигналів між фотодетекторами:

$$x = \frac{\sum x_i S_i}{\sum S_i}, y = \frac{\sum y_i S_i}{\sum S_i} \quad (1.5)$$

де S_i - сигнал від відповідного фотодетектора. Світловий імпульс має типовий часовий профіль, що включає швидке наростання та подальший спад, і саме його початкова частина використовується для визначення часу події.

З часом, для ПЕТ-систем важливою стала також технологія (Time of flight-TOF), у якій використовується різниця часу приходу двох фотонів (1.6) (рис.1.2.) для оцінки положення точки анігіляції вздовж лінії відповіді:

$$\Delta x = \frac{c \Delta t}{2} \quad (1.6)$$

де c - швидкість світла, а Δt - різниця часу реєстрації двох фотонів. Чим менше значення Δt , тим точніше визначається положення події. Саме тому матеріали з високою світловіддачею та коротким часом висвічування мають критичне значення для сучасних ПЕТ-систем [1],[2],[3],[4].

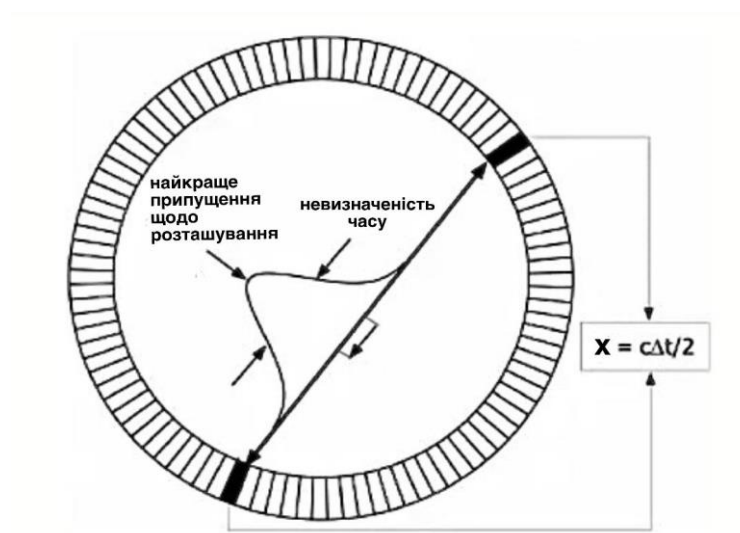


Рисунок 1.2 – Метод обробки збігів при отриманні даних ПЕТ за часом прольоту (TOF)

1.2 Фізичні основи КТ

Після клінічного впровадження у 1971 році комп'ютерна томографія пройшла шлях від методу, обмеженого аксіальною візуалізацією головного мозку, до повноцінної тривимірної методики візуалізації всього тіла, яка застосовується у широкому спектрі клінічних напрямків, включно з інтервенційною радіологією, онкологією, дозиметричним плануванням і ядерною медициною. Принцип роботи рентгена та комп'ютерного томографа полягає у вимірюванні відмінностей щільності в тілі. Різні тканини мають різну густину, а отже, послаблюють різну кількість випромінювання.

Комп'ютерну томографію зазвичай описують як процес створення поперечних, або томографічних, зображень на основі проєкцій об'єкта, отриманих під багатьма кутами, з використанням комп'ютерної реконструкції. Цей процес включає вимірювання профілів пропускання рентгенівського випромінювання через об'єкт для великої кількості позицій. Кожен такий профіль формується за допомогою детекторного масиву, що складається з багатьох детекторних елементів. Збір профілів передачі (трансмісійних профілів) здійснюється шляхом обертання рентгенівської трубки і детектора навколо пацієнта (рис.1.3., рис.1.4.), а отримані дані пов'язані з ослабленням випромінювання в тканинах, або більш точно- з лінійними коефіцієнтами ослаблення μ .

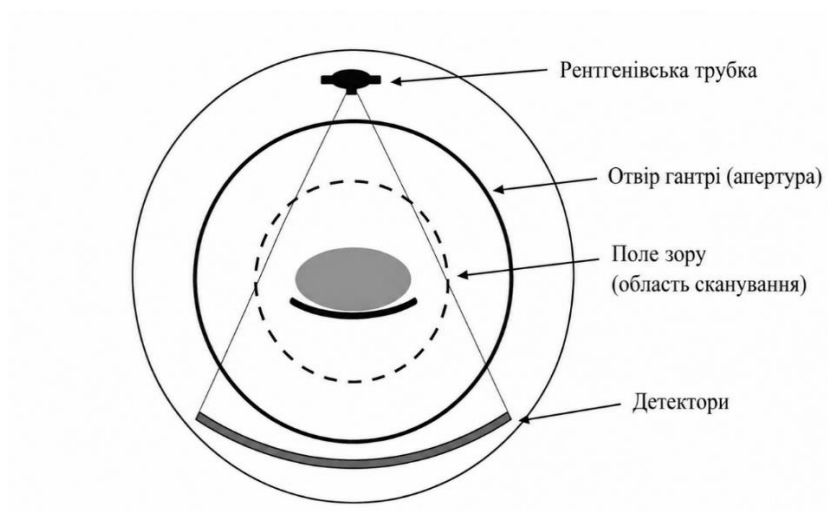


Рисунок 1.3 – Геометрія КТ сканера

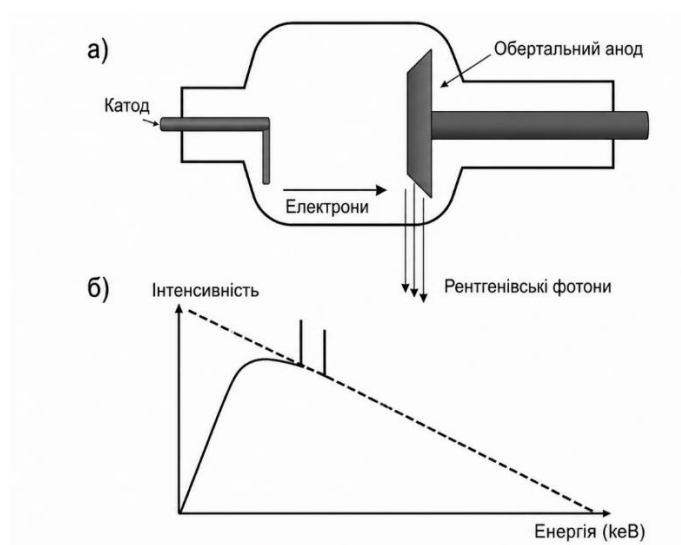


Рисунок 1.4 – Схематичне зображення рентгенівської трубки (а) та спектр рентгенівського випромінювання (б)

На відміну від звичайної радіології, де структури накладаються одна на одну на проєкційному зображенні, у КТ використовується колімований пучок і збір даних проходить навколо пацієнта, що дозволяє реконструювати зображення у поперечному перерізі та усунути проблему суперпозиції об'єктів, у результаті цього також підвищується контрастність зображення.

Спектр рентгенівського випромінювання формується двома основними процесами. Перший - це гальмівне випромінювання (bremsstrahlung), яке виникає внаслідок гальмування електронів в аноді. Другий процес- характеристичне випромінювання, що з'являється, коли електрони атомів анода переходять зі збудженого стану в нижчі енергетичні рівні, випромінюючи фотони з чітко визначеними енергіями.

Для визначення ослаблення випромінювання в об'єкті та подальшої реконструкції зображення необхідно враховувати низку факторів. У випадку вузького пучка ослаблення фотонів (зменшення інтенсивності внаслідок поглинання та розсіювання) залежить від складу матеріалу (Z , ρ), енергії фотонів $h\nu$ та товщини об'єкта.

Для однорідного середовища це описується співвідношенням (1.7):

$$\dot{N} = \dot{N}_0 e^{-\mu T} \quad (1.7)$$

де N - інтенсивність (швидкість рахунку) фотонів після проходження через об'єкт, N_0 - початкова інтенсивність, T - товщина об'єкта, μ - лінійний коефіцієнт ослаблення.

У неоднорідному середовищі коефіцієнт μ змінюється вздовж шляху променя навіть при фіксованій енергії фотонів, тому ослаблення описується інтегрально (1.8):

$$\bar{\mu}T = \int_0^T \mu(s) ds \quad (1.8)$$

Поєднуючи рівняння (1.7) та (1.8), отримуємо (1.9):

$$p = \bar{\mu}T = \int_0^T \mu(s) ds = \ln \left(\frac{\dot{N}_0}{\dot{N}} \right) \quad (1.9)$$

На основі цього формується набір проєкцій ослаблення $p(r, \theta)$ як функції кута проєкції θ та координати r . Надалі ці дані використовуються для реконструкції поперечних зрізів $T(x, y)$ із застосуванням методу фільтрованої зворотної проєкції (filtered back-projection) [5], [6].

1.2.1 Формування КТ-зображення та дозові параметри

Для реконструкції КТ-зображення необхідно отримати велику кількість вимірювань проходження рентгенівського випромінювання крізь пацієнта.

Традиційно, реконструкція КТ-зображень базувалася на фільтруванні зворотніх проєкцій, однак у сучасних КТ-системах усе ширше використовуються ітеративні алгоритми реконструкції. Принцип ітеративної реконструкції полягає в тому, що початкове зображення порівнюється з вихідними даними, обчислюється корекція, після чого зображення багаторазово ітеративно уточнюється до досягнення достатнього рівня узгодження між моделлю і виміряними даними. У міру зростання обчислювальних можливостей комп'ютерів, реконструкційні моделі стали складнішими і тепер можуть враховувати геометрію системи, фізичні процеси, статистику шуму та характеристики сканера.

Застосування ітеративної реконструкції (Iterative Reconstruction- IR) має важливу перевагу, оскільки дозволяє зменшувати шум при збереженні роздільної здатності, а отже, створює передумови для зниження дози. Водночас ітеративно реконструйовані зображення можуть мати специфічні артефакти, які не характерні для фільтрованої зворотної проєкції, зокрема артефакти алайсингу/накладання (тонкі, періодичні смуги або структури, що виникають через недостатню кількість вимірювань) або овершути/артефакти перерегулювання (занадто світлі або занадто темні смуги (перерегулювання)) у зонах різких переходів інтенсивності.

Матриця реконструйованих значень лінійного коефіцієнта ослаблення трансформується в матрицю або шкалу Хаунсфілда (Hounsfield units) (1.10), де шкала виражається відносно коефіцієнта ослаблення води:

$$HU = \frac{\mu_{material} - \mu_{water}}{\mu_{water}} \cdot 1000 \quad (1.10)$$

Одна зміна на один HU відповідає приблизно 0,1% відмінності коефіцієнта ослаблення від води. Для повітря HU наближається до -1000 HU, 0 HU для дистильованої води та від +700 до +3000 HU для кісткової тканини та металів відповідно. При цьому, значення для дистильованої води та повітря використовуються як фіксовані значення для калібрування системи. Значення HU для інших речовин змінюються при зміні напруги на трубці, оскільки їх коефіцієнт ослаблення має нелінійну залежність від енергії фотонів. Найбільш виражено це проявляється для речовин із високим ефективним атомним номером, зокрема для кісток та йоду, який в свою чергу часто використовується для виготовлення контрастних речовин для комп'ютерної томографії. Саме тому HU може залежати від напруги трубки, фільтрації, типу сканера і розміру пацієнта.

Для візуалізації тканин з різними властивостями використовується налаштування вікна, тобто вибір його ширини та положення (центрування), що дозволяє налаштовувати відображення обраного діапазону HU для кращої візуалізації тканин певної щільності. Чим більше рівнів сірого може відобразити система, тим вищою є її контрастна роздільна здатність.

Сучасний КТ-сканер включає рентгенівську трубку, систему фільтрації, коліматори, детекторний масив і механізм обертання в складі гентрі. Для передачі енергії та даних під час безперервного обертання використовується технологія контактних кілець. Для підвищення монохроматичності пучка застосовується спеціальна фільтрація. Перший фільтр усуває низькоенергетичні фотони, а далі використовується фільтр «метелик», який забезпечує більшу інтенсивність у центрі поля і меншу на периферії, що вирівнює розподіл дози та

покращує якість зображення. Також застосовуються фіксований і рухомий коліматори, які обмежують випромінювання поза зоною дослідження і дозволяють вибирати ширину детектора у z-напрямку.

У сучасних КТ використовуються твердотільні детектори із високою ефективністю детектування та швидким відгуком при мінімальному післясвітінні (afterglow) фізичний ефект, при якому частина сцинтиляційного світла зберігається ще певний час після припинення рентгенівського збудження. Рентгенівські фотони взаємодіють зі сцинтилятором, у якому генерується світло, а фотодіоди на зворотному боці сцинтилятора перетворюють його в електричний сигнал. Широке застосування отримали MDCT-системи, в яких кілька рядів детекторів розміщені поруч по дузі. Це дозволяє використовувати ширший пучок, реєструвати кілька зрізів за одне обертання, зменшувати час скану та знижувати ризик артефактів. У комбінованих системах ОФЕКТ/КТ і ПЕТ/КТ найчастіше використовується детекторне покриття 1-4 см, а іноді застосовується конусно-променеве КТ.

КТ-сканування починається з локалайзера (топограми), на основі якого визначається область дослідження. Правильне положення пацієнта у ізоцентрі є критично важливим, оскільки фільтр «метелик» використовує цю геометрію для оптимального розподілу дози. Неправильне позиціювання пацієнта у гентрі може призводити до неоднорідного розподілу дози, появи артефактів і підвищення шуму.

Томографічне сканування може виконуватися в аксіальному (покроковому) або спіральному (гелікоїдальному) режимі. У спіральній КТ, стіл рухається одночасно з обертанням трубки. Основною характеристикою такого режиму є крок спіралі (pitch factor (p)), який визначається рівнянням (1.11):

$$p = \frac{\text{рух столу}}{\text{колімована ширина пучка}} \quad (1.11)$$

Якщо $p > 1$, сканування є швидшим і більш розрідженим; при $p = 1$ сканування відбувається від краю до краю частини зображення; якщо $p < 1$,

виникає скан з перекриттями, тобто в результаті зображення будуть частинами накладатися один на одного.

Якість КТ-зображення визначається співвідношенням між контрастністю, роздільною здатністю і шумом, а також такими параметрами, як SNR, CNR, MTF і NPS. Шум залежить від якості детектора, кількості розсіяного випромінювання, дози, товщини зрізу та вибраного ядра реконструкції. Збільшення струму трубки зменшує шум, а для фільтрованої зворотної проекції цей зв'язок описується співвідношенням $1/\sqrt{mAs}$.

Для оцінки дози в КТ використовується дозовий індекс КТ (CT dose index (CTDI)), що є мірою середньої поглиненої дози за одне обертання. CTDI вимірюється на стандартних циліндричних плексигласових фантомах. Значення $CTDI_{vol}$ характеризує середню поглинену дозу у фантомі і використовується як показник вихідних даних комп'ютерного томографа. Доза пацієнта також залежить від загальної довжини скану, тому було введено поняття дозового добутку (dose-length product (DLP)), яке визначається рівнянням (1.12):

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (1.12)$$

де L - довжина сканування, $CTDI_{vol}$ - середня поглинена доза у фантомі. Для приблизної оцінки ефективної дози, значення DLP множать на коефіцієнт перерахунку, який залежить від анатомічної ділянки і віку пацієнта [7].

Таблиця 1.1. Коефіцієнти перетворення для різних анатомічних ділянок для дорослих та дітей віком 1, 5, 10 та 15 років

Анатомічна ділянка	k (мЗв/мГр·см)				
	дорослі	1 рік	5 років	10 років	15 років
Голова	0,0024	0,0058	0,0037	0,0027	0,0021
Шия	0,0100	0,0240	0,0150	0,0100	0,0079
Грудна клітина	0,0140	0,0570	0,0350	0,0220	0,0170
Черевна порожнина	0,0150	0,0490	0,0300	0,0210	0,0160
Таз	0,0130	0,0450	0,0260	0,0180	0,0140

У КТ можливе виникнення різних артефактів, зокрема кільцеві артефакти, артефакти жорсткості пучка, артефакти руху, ефекти часткового об'єму та артефакти від металу. Артефакти жорсткості пучка зумовлені тим, що низькоенергетичні фотони поглинаються більше, ніж високоенергетичні, внаслідок чого спектр після проходження крізь об'єкт стає «жорсткішим». Для корекції цього ефекту використовуються фільтр «метелик» і спеціальні алгоритми корекції жорсткості пучка. Артефакти руху зумовлені диханням, серцевими скороченнями або іншими рухами пацієнта і зменшуються завдяки скороченню часу скану. Артефакти від металу виникають через практично повне поглинання фотонів металом і коригуються за допомогою спеціальних ітеративних методів реконструкції, зокрема MAR (Metal Artifact Reduction) [8],[9],[10].

1.3 Особливості гібридної ПЕТ/КТ

1.3.1 Поєднання функціональної та анатомічної інформації

Гібридна ПЕТ/КТ є поєднанням двох методів візуалізації, які ґрунтуються на різних фізичних принципах і надають різні, але взаємодоповнюючі типи діагностичної інформації. ПЕТ-компонента відображає розподіл позитрон-випромінюючого радіофармпрепарату і, таким чином, характеризує функціональні та метаболічні процеси в тканинах. КТ-компонента, навпаки, формує морфологічне зображення на основі відмінностей в ослабленні рентгенівського випромінювання та забезпечує високу просторову роздільну здатність. Саме поєднання функціональної інформації ПЕТ з анатомічною деталізацією КТ визначає головну перевагу гібридної технології.

У практичному сенсі це означає, що ділянка підвищеного накопичення радіофармпрепарату, яка на ізольованому ПЕТ-зображенні може бути виявлена лише як зона зміненої метаболічної активності, у складі ПЕТ/КТ співвідноситься з конкретною анатомічною структурою. Це підвищує точність інтерпретації результатів, полегшує диференціацію фізіологічного та патологічного

накопичення і зменшує ймовірність помилок, пов'язаних із невизначеною локалізацією вогнища. У технічних настановах Європейської асоціації ядерної медицини (EANM) підкреслюється, що гібридна ПЕТ/КТ стала важливим етапом розвитку медичної візуалізації саме тому, що забезпечила істотне покращення локалізації патологічних змін та загальної діагностичної точності.

Крім того, суміщення двох наборів даних виконується в межах однієї системи без зміни положення пацієнта між ПЕТ- та КТ-скануванням. Це має велике значення для коректної просторової кореєстрації, оскільки мінімізує геометричні невідповідності між функціональними та анатомічними зображеннями (рис.1.5). У порівнянні з окремим виконанням двох досліджень та подальшим програмним суміщенням гібридний підхід забезпечує значно вищу надійність зіставлення даних. Саме тому ПЕТ/КТ стала не просто сумою двох методів, а єдиною інтегрованою системою, у якій анатомічні та функціональні дані аналізуються одночасно.

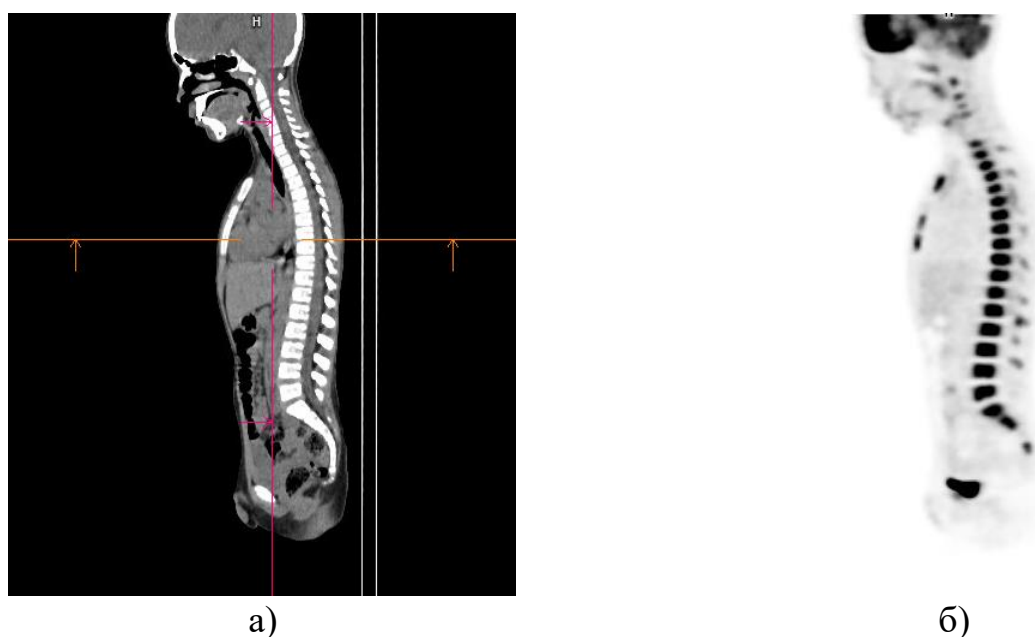


Рисунок 1.5 – КТ компонента (а) та ПЕТ компонента (б) ПЕТ/КТ

1.3.2 Роль КТ у складі ПЕТ/КТ

КТ у складі ПЕТ/КТ виконує декілька принципово важливих функцій. Першою і, з технічної точки зору, однією з найважливіших є корекція ослаблення γ -квантів, тобто корекція корекція атенюації. У ПЕТ-картині активність у глибше розташованих анатомічних структурах без відповідної корекції була б заниженою, оскільки фотони частково поглинаються або розсіюються в тканинах пацієнта на шляху до детектора. Саме тому для кількісно коректної реконструкції необхідно враховувати просторовий розподіл коефіцієнтів ослаблення в тілі. У ранніх ПЕТ-системах для цього використовували трансмісійні скани (скани з використанням зовнішнього джерела випромінювання для вимірювання щільності тканин пацієнта), тоді як у ПЕТ/КТ цю функцію взяла на себе КТ, що дозволило істотно скоротити час дослідження і підвищити стабільність корекції.

КТ-дані використовуються для побудови карти ослаблення, яка потім трансформується для енергії 511 кеВ і застосовується під час реконструкції ПЕТ-зображення. Таким чином, КТ у складі гібридної системи є не лише анатомічним методом, а й безпосередньо впливає на точність кількісного аналізу ПЕТ. Це особливо важливо тоді, коли ПЕТ використовується не лише для візуальної оцінки, а й для напівкількісного або кількісного аналізу розподілу активності. У цьому сенсі КТ є невід'ємною частиною фізичного та математичного забезпечення ПЕТ/КТ.

Другою функцією КТ є точна анатомічна локалізація вогнищ накопичення радіофармпрепарату. Якщо корекція атенюації забезпечує фізичну коректність ПЕТ-зображення, то анатомічна КТ-складова забезпечує його клінічну інтерпретованість. Саме завдяки КТ лікар може встановити, чи відповідає ділянка підвищеного накопичення лімфатичному вузлу, паренхіматозному органу, м'якотканинному утворенню, кістковій структурі або фізіологічній ділянці нормального накопичення, таких як головний мозок або сечовий міхур.

Це суттєво зменшує кількість хибних трактувань і підвищує специфічність дослідження.

Третьою функцією КТ є можливість отримання самостійно цінної морфологічної інформації. Залежно від клінічної задачі КТ у складі ПЕТ/КТ може виконуватись або як низькодозове сканування для корекції ослаблення і базової анатомічної орієнтації, або як повноцінне діагностичне КТ, іноді із контрастним підсиленням. Це робить вибір режиму КТ-компонента не лише технічним, а й дозиметрично значущим рішенням.

Через вищезазначені фактори, роль КТ у складі ПЕ/-КТ візуалізації слід розглядати подвійно: з одного боку, як фізичну основу для корекції атенюації, а з іншого- як анатомічний інструмент, рівень деталізації якого може варіювати залежно від клінічної мети. Якщо анатомічна інформація вже доступна з попереднього діагностичного КТ або МРТ, у ряді випадків достатньо низькодозового КТ. Якщо ж необхідно виконати ще й морфологічну оцінку, тоді доцільним є повноцінний діагностичний протокол. У настановах EANM технічний і клінічний підходи до ПЕТ/КТ розглядаються саме в такій інтегрованій логіці. Саме через це КТ у складі ПЕТ/КТ має розглядатися не як допоміжний або другорядний модуль, а як повноцінна та критично важлива складова гібридної системи. Від параметрів КТ-сканування залежить не лише якість та деталізація анатомічного зображення, але й точність корекції ослаблення, а отже- і коректність реконструкції функціональних ПЕТ-даних та подальшої кількісної інтерпретації результатів [8],[10],[11],[12].

1.4 Основні клінічні застосування у педіатрії

У педіатричній практиці ПЕТ/КТ застосовується насамперед для діагностики, стадіювання та моніторингу лікування онкологічних захворювань. Саме в онкопедіатрії поєднання ПЕТ і КТ має особливо велику цінність, оскільки дозволяє не лише виявляти вогнища зміненої метаболічної активності, але й визначати їх точне анатомічне розташування та поширення. EANM розглядає

ПЕТ/КТ як метод, що швидко зайняв своє місце в діагностиці та менеджменті низки важливих захворювань, а в педіатричному контексті це особливо стосується складних клінічних ситуацій, де потрібна одночасна оцінка структури і функції.

ПЕТ/КТ у дітей використовується для первинної оцінки пухлинного процесу, визначення стадії захворювання, виявлення ураження лімфатичних вузлів, віддалених метастазів та оцінки відповіді на лікування. Важливою перевагою є те, що метаболічні зміни нерідко виявляються раніше, ніж стають очевидними анатомічні зміни, що робить позитронно-емісійну томографію у поєднанні з комп'ютерною томографією особливо корисною в динамічному спостереженні та при оцінці ефективності терапії. У цьому сенсі функціональна інформація ПЕТ доповнює морфологічні дані КТ і дозволяє отримати більш повну картину захворювання. Клінічні дослідження показують, що застосування ^{18}F -FDG для ПЕТ або ПЕТ/КТ у педіатричних онкологічних пацієнтів може суттєво впливати на тактику лікування. Зокрема, було продемонстровано, що у значної частки випадків результати ПЕТ/КТ призводять до зміни лікувальної стратегії, а також є інформативними при оцінці перебігу захворювання. Це підкреслює роль методу як важливого інструмента клінічного прийняття рішень.

Найбільш широко ПЕТ/КТ застосовується при лімфомах (група злоякісних пухлин крові, для якої характерним є ураження клітин лімфатичної системи), де її значення у дітей є співставним із дорослою популяцією. Метод є особливо ефективним для первинного стадіювання захворювання, визначення поширеності ураження та оцінки відповіді на терапію. Завдяки високій чутливості до метаболічної активності пухлинної тканини ПЕТ/КТ дозволяє виявляти навіть мінімальні залишкові прояви хвороби після лікування. При саркомах (група злоякісних пухлин, які розвиваються зі сполучної, кісткової та хрящової тканин, м'язової, жирової тканин та судин) ПЕТ/КТ відіграє ключову роль у визначенні стадії захворювання, контролі ефективності терапії та ранньому виявленні рецидивів. Додатково показано, що рівень метаболічної

активності пухлини та його зміни в процесі лікування можуть мати прогностичне значення та корелювати з клінічними результатами.

Метод також демонструє високу ефективність при інших пухлинах, характерних для дитячого віку, зокрема нейробластомі (злоякісна пухлина, що розвивається з незрілих нервових клітин симпатичної нервової системи) та пухлині Вільмса ((нефробластомі) найпоширеніший рак нирок у дітей). Для останньої було відзначено, що інтенсивність накопичення ^{18}F -FDG може відображати ступінь гістологічної диференціації пухлини, що має важливе значення для прогнозування перебігу захворювання.

ПЕТ/КТ використовується на всіх етапах лікувального процесу: від первинної діагностики до післятерапевтичного спостереження. На етапі діагностики вона дозволяє точно визначити поширеність процесу, під час лікування- оцінити відповідь пухлини на терапію, а після завершення лікування- слугує базою для подальшого моніторингу та раннього виявлення рецидивів. Водночас, застосування методу у фазі спостереження, повинно бути індивідуалізованим з урахуванням ризику рецидиву та доцільності раннього його виявлення. Особливу цінність ПЕТ/КТ має у випадках появи нових підозрілих вогнищ, зокрема легеневих вузлів. Метаболічно активні утворення з більшою ймовірністю є злоякісними, що дозволяє використовувати ПЕТ/КТ для відбору ділянок для біопсії та диференціації доброякісних і злоякісних процесів. Разом з тим, обмежена просторова роздільна здатність методу не дозволяє достовірно виявляти дуже дрібні метастази, особливо міліметрові легеневі вогнища, що підкреслює необхідність комплексної оцінки разом із даними КТ.

Поєднання ПЕТ та КТ у вигляді ф'южн-зображень (результат поєднання (накладання) зображень, отриманих різними методами візуалізації) значно підвищує діагностичну точність, порівняно з використанням кожного методу окремо. Це є ключовим фактором при плануванні хірургічного втручання, оскільки інформація про метаболічну активність дозволяє більш точно визначити обсяг резекції та доцільність оперативного лікування. Крім того, цей метод діагностики відіграє важливу роль у плануванні променевої терапії.

Включення даних про метаболічну активність пухлини у процес планування дозволяє більш точно окреслити зони опромінення та адаптувати дозове навантаження, що сприяє зменшенню опромінення здорових тканин і водночас забезпечує більш ефективне лікування метаболічно активних ділянок пухлини.

Окрім онкології, ПЕТ/КТ може використовуватися при деяких запальних і метаболічних станах. У таких випадках метод відіграє важливу роль завдяки поєднанню функціональної та анатомічної інформації, оскільки дає змогу не лише визначити ділянки патологічної активності, а й співвіднести їх із конкретними структурами. Водночас саме в дітей клінічні показання до ПЕТ/КТ мають бути особливо чітко обґрунтованими, оскільки дослідження поєднує два джерела іонізуючого випромінювання- внутрішнє від радіофармпрепарату та зовнішнє від КТ [13].

1.4.1 Переваги та обмеження ПЕТ/КТ у педіатрії

Головною перевагою позитронно-емісійної томографії з комп'ютерною томографією у педіатрії є можливість одночасно оцінювати функціональний стан тканин і їх анатомічну будову. Це підвищує діагностичну точність, полегшує локалізацію патологічних змін і дає змогу краще інтерпретувати складні клінічні випадки. Інтеграція двох типів даних у межах одного дослідження дозволяє зменшити невизначеність, яка виникає при аналізі тільки ПЕТ або тільки КТ, і в багатьох випадках сприяє більш обґрунтованому клінічному рішення. Крім того, ПЕТ/КТ дозволяє оптимізувати подальшу тактику ведення пацієнта, включаючи вибір методів лікування, планування променевої терапії та оцінку її ефективності.

Разом із тим, у педіатричній практиці особливого значення набувають і обмеження гібридної ПЕТ/КТ візуалізації. Найважливішим серед них є променеве навантаження. У гібридних дослідженнях КТ-компонент може виконуватися як у низькодозовому режимі для корекції ослаблення (attenuation correction), так і у вигляді повноцінного діагностичного дослідження. Останнє

супроводжується значно вищим рівнем опромінення. За статистикою, зміна низькодозового режиму обстеження КТ на звичайний діагностичний, призводить до шестикратного збільшення дози від КТ-компонента (рис.1.6). Для дітей, які є більш радіочутливими та мають довшу очікувану тривалість життя (статистичний показник, що вказує, скільки в середньому проживуть пацієнти з певним діагнозом), протягом якого можуть проявлятися стохастичні ефекти іонізуючого випромінювання, це має критичне значення, тому при плануванні дослідження необхідно чітко визначати доцільність використання того чи іншого режиму КТ.

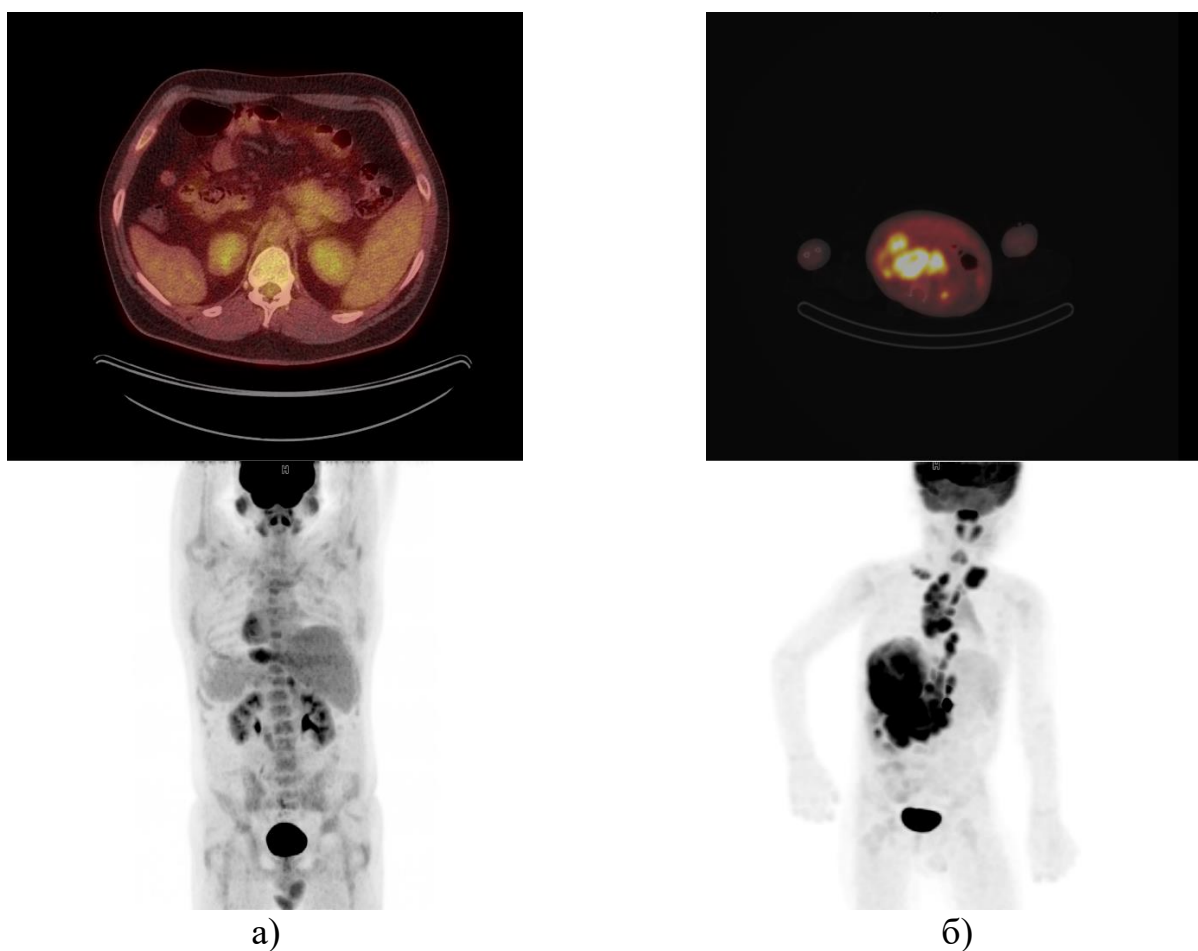


Рисунок 1.6 –Порівняння просторової роздільної здатності зображень у дорослих (а) та педіатричних пацієнтів (б)

Додатковим аспектом, який впливає як на якість дослідження, так і на його безпечність, є правильна підготовка пацієнта перед обстеженням. Перед проведенням ПЕТ/КТ необхідно враховувати клінічні особливості, зокрема,

анамнез захворювання, тип підозрюваної або встановленої пухлини, наявність симптомів, результати попередніх методів візуалізації, а також інформацію про проведене лікування (хірургічні втручання, хіміо- чи променеву терапію) та можливі супутні запальні процеси. Ці дані є критично важливими для коректної інтерпретації результатів, оскільки метаболічна активність може бути зумовлена не лише пухлинним процесом, але й іншими фізіологічними або патологічними станами.

Особливу увагу слід приділяти пацієнтам підліткового віку. Незважаючи на те, що вагітність у педіатричній популяції є рідкісним явищем, у дівчат репродуктивного віку її необхідно виключати перед проведенням дослідження. З цією метою проводиться опитування щодо дати останньої менструації, як правило, починаючи приблизно з 10-річного віку. Рішення про виконання дослідження у таких випадках повинно базуватися на зважуванні потенційної користі та можливих ризиків опромінення.

Важливим обмеженням є також чутливість методу до рухів пацієнта. Оскільки ПЕТ і КТ виконуються послідовно, будь-які зміни положення тіла або внутрішніх органів можуть призводити до помилок суміщення зображень та артефактів корекції ослаблення. У дітей ця проблема є більш вираженою через складність забезпечення повної нерухомості, що інколи потребує застосування седації. При цьому необхідно враховувати, що пацієнт повинен утримуватися від прийому їжі протягом щонайменше 6–8 годин перед дослідженням, що пов'язано з особливостями метаболізму глюкози та накопиченням ^{18}F -FDG.

Сучасні технічні можливості дозволяють частково компенсувати зазначені обмеження. Використання автоматичної модуляції струму, оптимального положення пацієнта, адаптації параметрів сканування до розмірів тіла, застосування низькодозових протоколів та сучасних ітеративних алгоритмів реконструкції створюють передумови для зниження променевого навантаження при збереженні достатньої якості зображення. У педіатричній практиці це має особливу цінність, оскільки дозволяє реалізувати принцип оптимізації дози без втрати діагностичної інформативності [14].

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1 Радіаційне навантаження у ПЕТ/КТ

Радіаційне навантаження при проведенні позитронно-емісійної томографії, поєднаної з комп'ютерною томографією (ПЕТ/КТ), має комбінований характер і формується внаслідок дії двох фізично різних джерел іонізуючого випромінювання: внутрішнього опромінення, пов'язаного з введенням радіофармпрепарату, та зовнішнього опромінення, зумовленого використанням рентгенівського випромінювання у КТ-компоненті. Така подвійна природа опромінення визначає складність його кількісної оцінки та необхідність використання узагальнених дозиметричних величин, зокрема ефективної дози, яка дозволяє інтегрально оцінити потенційний біологічний ефект.

Сумарна ефективна доза при ПЕТ/КТ дослідженні визначається рівнянням (2.1):

$$E_{total} = E_{PET} + E_{CT} \quad (2.1)$$

де E_{total} – сумарна ефективна доза, E_{PET} – внесок від радіофармпрепарату, а E_{CT} – внесок від комп'ютерної томографії. Такий підхід є загальноприйнятим у сучасній медичній фізиці та використовується для аналізу дозового навантаження у клінічній практиці.

Важливо підкреслити, що внесок кожного компонента може суттєво варіювати залежно від клінічного протоколу, віку пацієнта, маси тіла, параметрів сканування та мети дослідження. У педіатрії це набуває особливої актуальності, оскільки навіть відносно невеликі зміни параметрів можуть призводити до значних змін у ефективній дозі.

2.1.1 Внесок ПЕТ-компонента

ПЕТ-компонента є джерелом внутрішнього опромінення, яке виникає внаслідок розподілу радіофармпрепарату в організмі та його радіоактивного розпаду. Радіочутливість дитячого організму є визначальним фактором при оцінці безпеки застосування методів медичної візуалізації, що використовують іонізуюче випромінювання, зокрема ПЕТ/КТ. Вона формується під впливом комплексу біологічних, фізичних та дозиметричних чинників, які у сукупності призводять до значно вищого ризику радіаційно-індукованих ефектів порівняно з дорослими пацієнтами. Найбільш широко використовуваним препаратом для позитронно-емісійної томографії є ^{18}F -фтордезоксиглюкоза (^{18}F -FDG), що накопичується в тканинах із підвищеним рівнем глюкозного метаболізму.

З біологічної точки зору ключову роль відіграє висока проліферативна активність клітин у дитячому віці. Клітини, що активно діляться, є більш чутливими до дії іонізуючого випромінювання, оскільки у процесі реплікації ДНК підвищується ймовірність фіксації радіаційно-індукованих ушкоджень. Основними видами ушкоджень є одно- та дволанцюгові розриви ДНК, а також зміни структури азотистих основ. Іонізуюче випромінювання може діяти як безпосередньо, викликаючи іонізацію молекул ДНК, так і опосередковано — через утворення вільних радикалів води, які є високореакційними та здатні ушкоджувати клітинні структури [15]. У дитячому організмі значна частка клітин перебуває у фазах активного поділу, що супроводжується реплікацією ДНК. Саме у ці періоди клітина є найбільш вразливою до мутагенних факторів, включаючи іонізуюче випромінювання. Порушення структури ДНК, які не були повністю відновлені механізмами репарації, можуть призводити до генетичних мутацій, що лежать в основі канцерогенезу [16].

З фізичної точки зору важливим є той факт, що дитячий організм має менші розміри, що безпосередньо впливає на розподіл поглиненої дози, це можна побачити з рівняння 2.2. Поглинена доза визначається як:

$$D = \frac{E_{abs}}{m} \quad (2.2)$$

де D - поглинена доза (Гр), E_{abs} - енергія, поглинута тканиною (Дж), а m - маса тканини (кг). З цієї формули видно, що при однаковій переданій енергії менша маса призводить до більшої поглиненої дози. У дітей це означає, що навіть стандартні параметри дослідження можуть призводити до вищого дозового навантаження на одиницю маси тканини [17].

Фізично процес опромінення пов'язаний із β^+ -розпадом ізотопу фтору-18 (F^{18}), у результаті якого випромінюється позитрон. Після втрати кінетичної енергії позитрон анігілює з електроном, утворюючи два γ -кванти з енергією 511 кеВ, які поширюються в протилежних напрямках. Саме ці фотони реєструються детекторною системою ПЕТ.

Дозове навантаження від ПЕТ-компонента визначається інтегралом активності у часі (кумулятивною активністю) та енергетичними характеристиками випромінювання. У клінічній практиці використовується спрощене співвідношення (2.3), описане рівнянням:

$$E_{PET} = A \cdot k \quad (2.3)$$

де A - введена активність (МБк), а k - дозовий коефіцієнт (мЗв/МБк), який враховує біокінетику препарату, енергетичні характеристики випромінювання та розподіл активності між органами.

У педіатричних дослідженнях ключову роль відіграє індивідуалізація введеної активності. Відповідно до сучасних рекомендацій, активність масштабується відповідно до маси тіла у співвідношенні (2.4) та варіюється в залежності від досліджуваної області (таблиця 2.1):

$$A = k \cdot m \quad (2.4)$$

де A - активність радіофармпрепарату при введенні пацієнту, m - маса тіла пацієнта, а k - коефіцієнт активності (МБк/кг). Такий підхід дозволяє забезпечити приблизно однаковий рівень сигналу незалежно від розміру пацієнта, водночас мінімізуючи радіаційне навантаження.

Таблиця 2.1. Розрахунок активності РФП при введенні для педіатричного ПЕТ дослідження, залежно від маси тіла та області сканування

Тулуб				Головний мозок			
m (кг)	k	A (МБк)	mCi	m (кг)	k	A (МБк)	mCi
6	7,33	44	1,19	6	4,00	24	0,65
8	6,88	55	1,49	8	3,75	30	0,81
10	7,00	70	1,89	10	3,80	38	1,03
12	6,75	81	2,19	12	3,67	44	1,19
14	6,57	92	2,49	14	3,57	50	1,35
16	6,50	104	2,81	16	3,50	56	1,51
18	6,39	115	3,11	18	3,44	62	1,68
20	6,30	126	3,41	20	3,40	68	1,84
22	6,23	137	3,70	22	3,36	74	2,00
24	6,17	148	4,00	24	3,33	80	2,16
26	6,12	159	4,30	26	3,31	86	2,32
28	5,96	167	4,51	28	3,21	90	2,43
30	5,93	178	4,81	30	3,20	96	2,59

Дослідження останніх років показують, що розвиток технологій дозволяє суттєво знижувати введену активність без втрати якості зображення. Підвищення чутливості детекторів, та застосування сучасних ітеративних алгоритмів реконструкції забезпечують підвищення відношення сигнал/шум навіть при зменшенні кількості введенного радіофармпрепарату. Це особливо важливо у педіатрії, де мінімізація дози є пріоритетом.

Менші анатомічні розміри дитячого організму також зумовлюють інший характер розподілу випромінювання. Відстань між органами є меншою, що підвищує ймовірність перехресного опромінення. У результаті енергія, що випромінюється в одному органі, може частково поглинатися сусідніми структурами, що збільшує сумарне навантаження [15],[18]. Особливе значення має також внутрішнє опромінення при використанні радіофармпрепаратів. У цьому випадку доза визначається не лише миттєвою активністю, а інтегралом активності у часі, тобто так званою кумулятивною активністю (2.5):

$$\tilde{A} = \int_0^{\infty} A(t) dt \quad (2.5)$$

де $A(t)$ - активність у момент часу t , а $\tilde{A}$ - інтегральна активність (Бк·с).

Фізичний зміст цієї величини полягає в тому, що вона характеризує загальну кількість радіоактивних розпадів, які відбулися в органі за весь час перебування радіофармпрепарату [19],[20].

У ядерній медицині оцінка ризику залежить не лише від величини дози, але й від типу опромінених тканин. Однакова еквівалентна доза може призводити до різного рівня ризику в залежності від органа. Згідно з рекомендаціями ICRP 103, вагові коефіцієнти тканин відображають різну чутливість органів до радіації. Наприклад, легені та молочні залози мають значно вищий коефіцієнт ризику порівняно з головним мозком, що обумовлює більшу ймовірність розвитку радіаційно-індукованих ефектів. Це особливо важливо для педіатричних пацієнтів, зокрема дівчат, які мають підвищений ризик розвитку вторинних злоякісних новоутворень.

Ефективна доза від радіофармпрепарату визначається співвідношенням (2.6):

$$E = A \cdot k \quad (2.6)$$

де A - введена активність (МБк), а k - коефіцієнт переходу до ефективної дози (мЗв/МБк). Цей коефіцієнт враховує як фізичні характеристики радіонукліда, так і біокінетику препарату [21].

Для точного розрахунку дози необхідно враховувати анатомічні та фізіологічні особливості пацієнта. У цьому контексті ICRP виділяє окремі вікові групи (новонароджені, 1, 5, 10, 15 років), для яких визначено специфічні параметри дозиметрії. Це дозволяє більш точно оцінювати розподіл дози в органах при внутрішньому опроміненні. Практичні приклади демонструють значні відмінності у дозовому навантаженні між дітьми та дорослими. Наприклад, при сцинтиграфії кісток у дитини масою 10 кг введена активність може становити близько 95 МБк, що відповідає ефективній дозі приблизно 1,7 мЗв. У дорослого при тій самій активності ефективна доза буде суттєво меншою. Аналогічна ситуація спостерігається при ПЕТ з ^{18}F -FDG: у дитини 5 років масою 20 кг введення 60 МБк може призводити до ефективної дози понад 3 мЗв, що значно перевищує відповідні значення у дорослих. Це ще раз підкреслює необхідність індивідуалізації дозування [16], [22],[23].

Ще одним важливим фактором є перехресне опромінення органів. Через менші анатомічні розміри у дітей відстань між органами є меншою, що призводить до більшої ймовірності того, що випромінювання, яке виникає в одному органі, буде поглинуте сусідніми тканинами.

Довгострокові наслідки опромінення визначаються переважно стохастичними ефектами, що можна описати як (2.7):

$$R = \alpha \cdot E \quad (2.7)$$

де R - ймовірність розвитку радіаційно-індукованого ефекту, E - ефективна доза, а α - коефіцієнт ризику.

Фізичний зміст цього рівняння полягає у прямій пропорційності ризику до дози та відсутності порогового значення.

У дитячому віці це має особливе значення, оскільки латентний період розвитку радіаційно-індукованих пухлин може становити десятки років. Відповідно, навіть невеликі дози, отримані у ранньому віці, можуть мати клінічні наслідки у майбутньому.

Особливо важливим є ефект накопичення дози, яка визначається (2.8):

$$E_{cum} = \sum_{i=1}^n E_i \quad (2.8)$$

де E_i - ефективна доза при кожному окремому дослідженні.

Це особливо актуально для онкологічних пацієнтів, які проходять багаторазові ПЕТ/КТ дослідження. У таких випадках сумарна доза (2.9) може досягати значних значень, що потребує ретельного контролю та оптимізації протоколів.

$$D = \frac{E_{abs}}{m} \quad (2.9)$$

де D - поглинена доза (Гр), E_{abs} - енергія, поглинута тканиною (Дж), а m - маса тканини (кг) [19],[20].

2.1.2 Внесок КТ-компонента

КТ-компонент ПЕТ/КТ забезпечує отримання анатомічної інформації та використовується для корекції ослаблення γ -випромінювання. Водночас саме цей компонент часто є основним джерелом додаткового радіаційного навантаження, особливо при використанні діагностичних режимів сканування.

Дозове навантаження у КТ оцінюється за допомогою стандартизованих величин $CTDI_{vol}$ та DLP. $CTDI_{vol}$ характеризує середню поглинену дозу в об'ємі фантома, тоді як DLP враховує довжину сканування і визначається рівнянням (2.10):

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (2.10)$$

де L - довжина області сканування.

Ефективна доза КТ (2.11) визначається через коефіцієнт перерахунку:

$$E_{CT} = k \cdot DLP \quad (2.11)$$

де k - залежить від анатомічної області та віку пацієнта.

На відміну від ПЕТ, де доза визначається введеною активністю, у КТ вона залежить від великої кількості технічних параметрів: струму трубки (mAs), напруги (kV), товщини зрізу, pitch-фактора та алгоритму реконструкції. Разом з тим, шум зображення обернено пропорційний квадратному кореню струму і може описуватись пропорційністю (2.12):

$$Noise \sim \frac{1}{\sqrt{mAs}} \quad (2.12)$$

Це означає, що зменшення струму трубки призводить до збільшення шуму, що потребує компромісу між якістю зображення та дозою.

У педіатричній практиці важливим є використання низькодозових протоколів КТ, особливо коли КТ застосовується лише для корекції ослаблення. При цьому повноцінне діагностичне КТ повинно виконуватися лише за наявності клінічних показань [8],[10].

2.2 Обрахунок дози та міжнародні рекомендації

Оптимізація дозового навантаження при проведенні ПЕТ/КТ дослідження у педіатричній практиці є одним із ключових принципів сучасної радіаційної медицини. Вона базується на рекомендаціях міжнародних організацій, зокрема International Commission on Radiological Protection (ICRP) та European Association

of Nuclear Medicine (EANM). Особливістю гібридних досліджень є те, що сумарне радіаційне навантаження формується за рахунок двох компонентів- внутрішнього опромінення від введеного радіофармпрепарату та зовнішнього рентгенівського опромінення під час КТ. Саме тому оптимізація повинна розглядатися як комплексний процес, спрямований на зниження внеску кожного з цих компонентів без втрати діагностичної інформативності.

У педіатричній практиці ключовим підходом є індивідуалізація введеної активності радіофармпрепаратів, яка визначається залежно від маси тіла пацієнта відповідно до співвідношення (2.13):

$$A = a \cdot m \quad (2.13)$$

де A - активність при введенні (МБк), m - маса тіла (кг), а a - коефіцієнт активності (МБк/кг).

Фізичний зміст цієї залежності полягає в підтриманні співставного рівня статистичної якості сигналу у пацієнтів із різними антропометричними параметрами. Використання фіксованої активності є неприйнятним у педіатрії, оскільки призводить до надлишкового опромінення у пацієнтів молодшого віку або недостатньої якості зображення у пацієнтів старшого- підліткового віку. У зв'язку з цим, рекомендації EANM передбачають вагозалежні алгоритми дозування, що дозволяють стандартизувати клінічну практику та мінімізувати варіабельність дозового навантаження [19],[20].

Ефективна доза використовується для оцінки сумарного ризику опромінення з урахуванням різної чутливості органів (2.14). Вона визначається як рівняння:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (2.14)$$

де w_T - вагові коефіцієнти тканин, а H_T - еквівалентні дози.

Ефективна доза дозволяє порівнювати різні методи дослідження, проте вона не враховує індивідуальні особливості пацієнта, що є особливо важливим у педіатрії [8],[10].

Ефективна доза від ПЕТ-компонента описується рівнянням (2.15) та визначається як:

$$E_{PET} = A \cdot k \quad (2.15)$$

де A - активність при введенні (МБк), k - коефіцієнт переходу, що враховує фізичні характеристики радіонукліда, біокінетику препарату та радіочутливість органів. Згідно з рекомендаціями ICRP 103, ефективна доза використовується як інтегральний показник ризику, оскільки враховує різну радіочутливість тканин через вагові коефіцієнти. Встановлено, що однакова еквівалентна доза може призводити до різного рівня ризику залежно від органа: наприклад, легені та молочні залози мають значно вищі коефіцієнти ризику порівняно з іншими тканинами, що є особливо важливим для дитячого організму [7].

Розрахунок доз у ядерній медицині потребує врахування вікових анатомо-фізіологічних особливостей. У цьому контексті ICRP 89 визначає стандартні вікові групи (новонароджені, 1, 5, 10 та 15 років), що дозволяє виконувати більш точні дозиметричні оцінки для різних вікових категорій [17]. Практичні приклади демонструють, що при однаковій введеній активності ефективна доза у дітей є значно вищою, ніж у дорослих. Так, для дитини масою 20 кг при ПЕТ з ^{18}F -FDG введення 60 МБк може відповідати ефективній дозі понад 3 мЗв, тоді як у дорослого при аналогічній активності ця величина є суттєво меншою. Подібні оцінки базуються на коефіцієнтах ICRP 128 і підтверджують необхідність суворої індивідуалізації дозування [18].

КТ-компонент ПЕТ/КТ має іншу фізичну природу та оцінюється за допомогою показників CTDI_{vol} та DLP, і мають пряму залежність у вигляді рівняння (2.16). Основною дозиметричною величиною є добуток дози на довжину сканування:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (2.16)$$

де $CTDI_{vol}$ - середня доза на об'єм (мГр), а L - довжина сканування (см).

Ефективна доза від КТ визначається рівнянням (2.17):

$$E_{CT} = k \cdot DLP \quad (2.17)$$

де k - коефіцієнт, що залежить від анатомічної області. Фізично це означає, що доза пропорційна як інтенсивності випромінювання, так і довжині дослідження. У педіатрії це має особливе значення, оскільки навіть незначне перевищення довжини сканування може призводити до істотного збільшення сумарної дози.

Згідно з сучасними даними, ефективна доза від діагностичного КТ може становити кілька мЗв, тоді як при використанні низькодозових протоколів або КТ лише для атенюаційної корекції вона може бути знижена до значень менше 1 мЗв . Це підкреслює необхідність чіткого розмежування між КТ для діагностики та КТ для корекції ослаблення у складі ПЕТ/КТ.

Якість зображення у КТ безпосередньо пов'язана з кількістю зареєстрованих фотонів, що описується співвідношенням (2.18):

$$Noise \sim \frac{1}{\sqrt{N}} \sim \frac{1}{\sqrt{mAs}} \quad (2.18)$$

Зменшення струму трубки (mAs) призводить до зростання шуму, але дозволяє зменшити дозу. Таким чином, виникає необхідність досягнення оптимального балансу між якістю зображення та рівнем опромінення. Цей баланс формалізується принципом ALARA (As Low As Reasonably Achievable), що можна представити як (2.19):

$$\min E|_{Q \geq Q_{min}} \quad (2.19)$$

де E - ефективна доза, а Q - якість зображення. Суть цього принципу полягає у досягненні мінімально можливого рівня опромінення при забезпеченні достатньої діагностичної інформативності. Важливим аспектом є також обґрунтування дослідження, яке повинно виконуватися лише за наявності чітких клінічних показань.

Практична реалізація принципів оптимізації включає зменшення введеної активності відповідно до рекомендацій EANM, скорочення довжини сканування, використання автоматичної модуляції струму, оптимізацію напруги трубки та застосування сучасних алгоритмів реконструкції. Ітеративні методи реконструкції дозволяють зменшити шум зображення без підвищення дози або, навпаки, знизити дозу при збереженні якості. Новітні підходи, зокрема алгоритми на основі глибинного навчання, забезпечують додаткові можливості зниження дозового навантаження при високій якості візуалізації.

Особливе значення у педіатрії має використання гібридних технологій, які дозволяють виконати комплексне дослідження в рамках одного візиту. Це зменшує необхідність повторних процедур, знижує потребу у седації та зменшує психологічне навантаження на дитину. Водночас це підвищує вимоги до оптимізації, оскільки сумарна доза повинна залишатися мінімальною. Важливим фактором є також правильне позиціонування пацієнта в гентрі, оскільки просторова роздільна здатність та якість зображення залежать від геометрії системи та положення об'єкта відносно детекторів.

Загалом, міжнародні рекомендації щодо оптимізації дози у педіатричній ПЕТ/КТ базуються на поєднанні фізичних принципів дозиметрії, клінічного обґрунтування та індивідуалізованого підходу до кожного пацієнта. Їх дотримання дозволяє забезпечити мінімальне радіаційне навантаження при збереженні високої діагностичної ефективності методу, що є особливо важливим у дитячій практиці з огляду на підвищену радіочутливість організму та потенційні довгострокові ризики [19],[20],[24],[25][26].

2.3 Процес проведення дослідження

Дане дослідження виконано з метою комплексної оцінки радіаційного навантаження у педіатричних пацієнтів при проведенні ПЕТ/КТ досліджень у реальних клінічних умовах. Враховуючи особливу чутливість дитячого організму до іонізуючого випромінювання та зростаючу частоту використання гібридної візуалізації, проведення подібного аналізу є критично важливим для обґрунтування підходів до оптимізації дозових параметрів.

Дослідження має ретроспективний характер і базується на аналізі результатів клінічних ПЕТ/КТ обстежень, виконаних у спеціалізованому педіатричному медичному центрі із використанням гібридної системи Mediso AnyScan. Збір даних здійснювався у період з 04.09.2025 по 20.03.2026, що забезпечило достатній часовий інтервал для формування репрезентативної вибірки пацієнтів різного віку та різними антропометричними характеристиками. Такий підхід дозволяє оцінити реальні практики застосування методики без впливу експериментальних змін на параметри сканування, що забезпечує високу клінічну значущість отриманих результатів.

У роботу було включено 100 педіатричних пацієнтів, яким проводилися ПЕТ/КТ обстеження з використанням ^{18}F -фтордезоксиглюкози. Вибір саме цього радіофармпрепарату зумовлений його широким застосуванням у клінічній онкології та добре вивченими дозовими характеристиками, що дозволяє коректно оцінювати ефективну дозу внутрішнього опромінення. Після внутрішньовенного введення препарату всім пацієнтам забезпечувався стандартний період накопичення тривалістю 60 хвилин, необхідний для формування стабільного розподілу радіофармпрепарату в організмі. Такий часовий інтервал відповідає особливостям фармакокінетики ^{18}F -FDG і дозволяє досягти оптимального контрасту між патологічними та фізіологічними структурами.

ПЕТ-сканування виконувалося у режимі whole-body із тривалістю збору даних 2 хвилини на одну позицію (acquisition Termination Conditions per FOV).

Обраний режим є компромісом між якістю зображення та тривалістю дослідження. Збільшення часу збору даних призводить до зростання кількості зареєстрованих подій N , що, відповідно до статистичних закономірностей, описаний рівнянням (2.20), зменшує рівень шуму:

$$Noise \sim \frac{1}{\sqrt{N}} \quad (2.20)$$

Це означає, що зі збільшенням кількості зареєстрованих фотонів покращується співвідношення сигнал/шум і, тим самим, підвищує якість реконструйованого зображення. Водночас у педіатричній практиці тривалість дослідження обмежується необхідністю мінімізації рухових артефактів, що обґрунтовує використання саме такого протоколу.

Реконструкція зображень виконувалась із застосуванням ітеративного алгоритму Tera-Tomo 3D, реалізованого у системі Mediso AnyScan (таблиця 2.2.). Даний метод належить до класу OSEM-реконструкцій (Ordered Subsets Expectation Maximization- максимізація очікування для впорядкованих підмножин) і базується на статистичному підході максимальної правдоподібності для відновлення просторового розподілу активності за вимірними LOR-подіями. Алгоритм OSEM є ітеративною модифікацією класичного методу MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization), у якому повний набір проекційних даних розділяється на впорядковані підмножини (subsets). Такий підхід дозволяє здійснювати послідовне оновлення реконструйованого зображення після обробки кожної підмножини, що суттєво прискорює збіжність алгоритму при збереженні статистичної коректності оцінки максимальної правдоподібності. Математичний опис алгоритму наведений у рівнянні (2.21).

$$x_i^{(n+1)} = \frac{x_i^{(n)}}{\sum_{j \in S_k} a_{ij} + \beta \frac{\partial TV(x^{(n)}(u))}{\partial x}} \sum_{j \in S_k} \frac{a_{ij} y_j}{\sum_{i=1}^I a_{ij} x_j^{(n)}} \quad (2.21)$$

де

$$TV(x) = \int \sqrt{|\nabla x(u)|^2} du \quad (2.22)$$

a_{ij} - системна матриця, S_k - номер підмножини, а y_j відповідає вимірній кількості LOR-подій. Параметр β підтримується відносно малим для забезпечення властивості невід'ємності алгоритму. При $\beta=0$ алгоритм переходить до стандартного OSEM-методу. Призначення члена повної варіації (total variation, TV), описаного рівнянням (2.22), полягає у збереженні меж структур та зменшенні шумової складової реконструкції. Мінімізація цього члена забезпечує згладжування зображення без виникнення ефекту Гіббса, що є особливо важливим при роботі з низькостатистичними даними та високороздільною ПЕТ-візуалізацією. Малі значення параметра регуляризації β дозволяють зберігати фізично коректну невід'ємність реконструйованих значень і запобігати надмірному згладжуванню зображення. Під час проведення дослідження використовувались такі параметри реконструкції: кількість ітерацій- 6, кількість підмножин- 6

Використання Tera-Tomo 3D із різною кількістю ітерацій та підмножин дозволяє регулювати компроміс між рівнем шуму та ступенем збіжності реконструкції. Збільшення кількості ітерацій сприяє точнішому відтворенню кількісних характеристик накопичення радіофармпрепарату, однак одночасно супроводжується підвищенням шумової складової, що є характерною особливістю OSEM-подібних алгоритмів реконструкції [27].

Таблиця 2.2. Параметри геометрії ПЕТ (PET Geometry)

Параметр	Значення
Кількість панелей (Panel Number)	24

Кількість кристалів в аксіальному напрямку (Axial Crystal Number)	38
Кількість кристалів у трансаксіальному напрямку (Transaxial Crystal Number)	27
Аксіальний розмір кристала (Axial Crystal Size)	3.9 мм
Трансаксіальний розмір кристала (Transaxial Crystal Size)	3.9 мм
Аксіальний зазор між кристалами (Axial Gap Size)	80 мкм
Трансаксіальний зазор між кристалами (Transaxial Gap Size)	80 мкм
Аксіальна довжина детектора (Axial Length)	151.16 мм
Глибина кристала (Crystal Depth)	20 мм
Радіус кільця детектора (Radius)	424 мм
Діапазон координат (Anger Coordinate Range)	(0, 0) – (1023, 1023)
Діапазон енергетичних значень FPGA (FPGA Energy Value Range)	0 – 511

КТ-компонент дослідження використовувався виключно для корекції ослаблення (attenuation correction) та анатомічної прив'язки ПЕТ-зображень. З цією метою застосовувався низькодозовий протокол (low-dose CT) (таблиця 2.3.), що дозволив суттєво зменшити внесок КТ у сумарне радіаційне навантаження.

Таблиця 2.3. Параметри протоколу Low Dose CT:

Параметр	Значення
Максимальна експозиція	180 мАс
Вольтаж трубки	120 кВ
Час оберту трубки	0.5 с
Колімація	20 мм
Товщина слайсу	1,25 мм
Pitch	1.500
FOV	500 мм

Пацієнти були розподілені на вікові групи (0–5, 6–10, 11–15, 16–18 років), що дозволило дослідити вплив вікових та антропометричних характеристик на параметри введеної активності та ефективної дози. У педіатрії маса тіла є основним фактором, який визначає введену активність радіофармпрепарату, тому особлива увага приділялася аналізу показника МБк/кг. Для кожного пацієнта було зібрано комплекс параметрів, що включав вік, масу тіла, введену активність, параметри ПЕТ-сканування, а також дозиметричні показники КТ ($CTDI_{vol}$, DLP) та відповідну ефективну дозу.

Оцінка ефективної дози від ПЕТ (2.23) базувалася на стандартному співвідношенні:

$$E_{PET} = A \cdot k \quad (2.23)$$

де (A)- введена активність радіофармпрепарату (МБк), а (k)- дозовий коефіцієнт (мЗв/МБк), який враховує біокінетику ^{18}F -FDG та розподіл дози між органами. Дана формула відображає внутрішній характер опромінення, оскільки джерело випромінювання знаходиться безпосередньо в організмі пацієнта. Фактично ефективна доза пропорційна кількості радіонукліда, введеного в

організм, з урахуванням його фізичного періоду напіврозпаду та біологічного виведення.

Для КТ-компонента використовувалася стандартна дозиметрична модель (2.24), заснована на показнику DLP:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (2.24)$$

де ($CTDI_{vol}$)- індекс дози комп'ютерної томографії, що характеризує середню поглинуту дозу в об'ємі, а (L)- довжина сканування. Цей параметр відображає сумарне енергетичне навантаження вздовж досліджуваної області. Перерахунок у ефективну дозу здійснювався за формулою (2.25):

$$E_{CT} = k \cdot DLP \quad (2.25)$$

де (k)- коефіцієнт перерахунку ($\text{мЗв/мГр}\cdot\text{см}$), що враховує анатомічну область дослідження та радіочутливість тканин. Таким чином, ефективна доза КТ характеризує біологічний ефект зовнішнього рентгенівського опромінення.

Сумарна ефективна доза визначалась рівнянням (2.26):

$$E_{total} = E_{PET} + E_{CT} \quad (2.26)$$

Цей показник є інтегральною характеристикою радіаційного навантаження і використовується для оцінки потенційного стохастичного ризику, зокрема ризику розвитку віддалених радіаційно-індукованих ефектів. Важливо підкреслити, що навіть при використанні низькодозового КТ його внесок може залишатися співставним із ПЕТ-компонентом, що підтверджує необхідність оптимізації обох складових дослідження.

Для статистичної обробки застосовувалися методи описової статистики з визначенням середніх значень, діапазонів та варіабельності параметрів, а також аналіз кореляцій між основними показниками дослідження (Таблиця 2.4.). Особлива увага приділялася залежності між віком, масою тіла, введеною

активністю та ефективною дозою, що дозволяє виявити ключові фактори, які визначають рівень радіаційного навантаження у педіатричних пацієнтів [15], [16].

Таблиця 2.4. Параметри радіаційного опромінення за віковими групами

Вікова група (роки)	0-5	6-10	11-15	16-18
Кількість пацієнтів	23	22	32	23
Вага (кг)	16	29	53	67
Середня введена активність (МВq)	105	175	289	359.5
Середній коефіцієнт пропорційності (МБк/кг)	6.2	6.03	5.5	5.39
Ефективна доза ПЕТ компонента (мЗв)	2.03	3.33	5.49	6.68
Ефективна доза КТ компонента (мЗв)	2.03	3.463	5.103	7.351
Загальна ефективна доза (мЗв)	4.06	6.793	10.593	14.031
Внесок КТ у загальну дозу (%)	50%	51%	48%	52%

РОЗДІЛ 3 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Аналіз отриманих даних показав наявність чіткої закономірності між віком пацієнтів та основними дозовими параметрами (таблиця 3.1.). Введена активність радіофармпрепарату зростала зі збільшенням віку, що є логічним наслідком вагозалежного дозування. Значення активності змінювалися від 105 МБк у молодшій групі до 359.5 МБк у старшій віковій групі.

Водночас активність, нормована на масу тіла, демонструвала тенденцію до зниження, що свідчить про більш ефективне використання радіофармпрепарату у старших пацієнтів. Ефективна доза від ПЕТ-компонента зростала пропорційно введеній активності та досягала значень понад 6 мЗв у старших вікових групах. Аналогічна тенденція спостерігалася і для КТ-компонента, де ефективна доза залежала як від параметрів сканування, так і від розмірів пацієнта.

Важливим результатом є встановлення того, що КТ-компонент формує приблизно половину сумарної ефективної дози (48-52%), що підтверджує його значний внесок у загальне радіаційне навантаження.

Сумарна ефективна доза зростала від 4.06 мЗв до 14.031 мЗв залежно від вікової групи, що демонструє суттєву варіабельність дозових показників.

Таблиця 3.1. Параметри радіаційного опромінення для кожного пацієнта

№ пацієнта	Вага, кг	Зріст, см	Активність, МБк	МБк /кг	ПЕТ, мЗв	КТ, мЗв	Загальне, мЗв	Внесок КТ, %
1	53	163	290	5.47	5.51	3.63	9.14	39.7
2	42	154	237	5.64	4.50	3.02	7.52	40.2
3	46	177	259	5.63	4.92	4.75	9.67	49.1
4	48	149	267	5.56	5.07	3.18	8.25	38.5
5	52	150	292	5.62	5.55	4.14	9.68	42.8
6	29	119	180	6.21	3.42	2.57	5.99	42.9

7	30	140	178	5.93	3.38	2.11	5.49	38.4
8	43	143	240	5.58	4.56	2.84	7.40	38.4
9	42	140	237	5.64	4.50	2.79	7.29	38.3
10	43	155	245	5.70	4.66	2.61	7.26	36.0
11	50	160	277	5.54	5.26	3.65	8.92	40.9
12	66	161	348	5.27	6.61	5.51	12.12	45.5
13	12	92	84	7.00	1.60	1.12	2.72	41.2
14	14	106	94	6.71	1.79	1.29	3.08	41.9
15	17	118	115	6.76	2.19	2.52	4.71	53.5
16	23	122	145	6.30	2.76	2.04	4.79	42.6
17	53	156	290	5.47	5.51	4.24	9.75	43.5
18	78	178	406	5.21	7.71	6.56	14.28	45.9
19	77	167	400	5.19	7.60	6.72	14.32	46.9
20	23	123	142	6.17	2.70	2.26	4.96	45.6
...	...	...	...	...	...	...	...	...
90	35	148	205	5.86	3.90	4.05	7.95	50.9
91	49	161	275	5.61	5.23	5.71	10.94	52.2
92	53	158	290	5.47	5.51	5.46	10.97	49.8
93	18	110	117	6.50	2.22	2.49	4.72	52.8
94	19	113	126	6.63	2.39	2.80	5.20	53.8
95	32	133	189	5.91	3.59	3.99	7.58	52.6
96	41	147	225	5.49	4.28	4.43	8.70	50.9
97	15	94	100	6.67	1.90	2.57	4.47	57.5
98	74	178	385	5.20	7.32	8.77	16.09	54.5
99	53	163	290	5.47	5.51	8.69	14.20	61.2
100	19	107	125	6.58	2.38	2.20	4.58	48.0

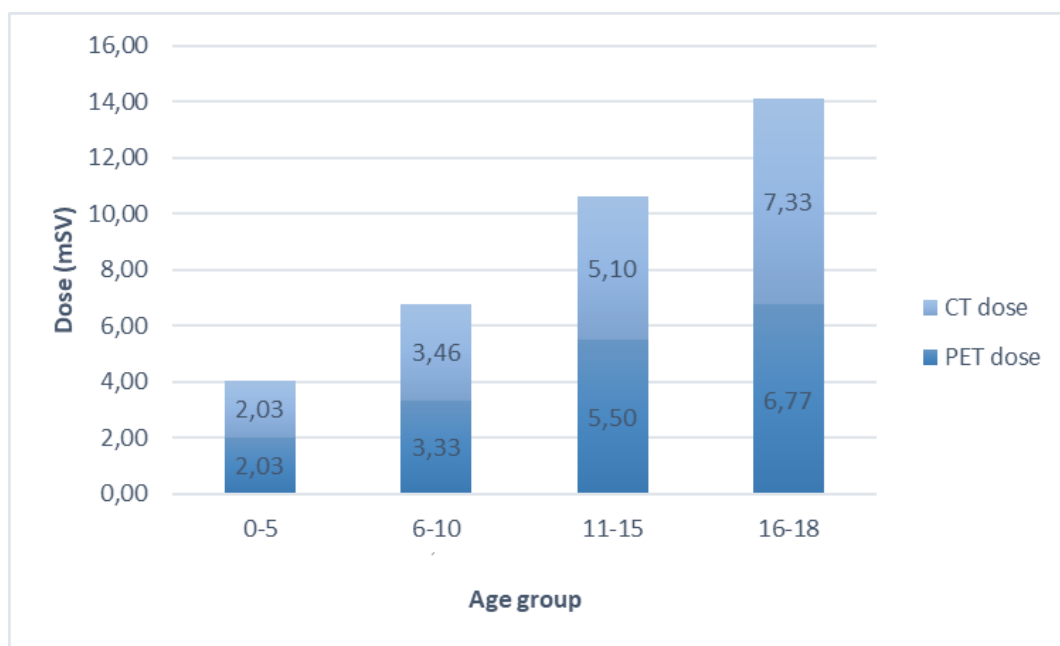


Рисунок 3.1 – Внесок ПЕТ та КТ у загальну ефективну дозу за віковими групами

Отримані результати підтверджують, що радіаційне навантаження при ПЕТ/КТ дослідженнях у педіатричних пацієнтів є комплексним показником, який формується як внутрішнім опроміненням від радіофармпрепарату, так і зовнішнім рентгенівським опроміненням під час комп'ютерної томографії (рис.3.1.).

Одним із ключових висновків дослідження є встановлення чіткої залежності між віком, масою тіла та введеною активністю радіофармпрепарату. Зменшення активності у перерахунку на одиницю маси у старших пацієнтів свідчить про відповідність клінічної практики принципам вагозалежного дозування, що рекомендовані міжнародними організаціями. Це є важливим показником правильності вибору дозових протоколів.

Разом з тим, значний внесок КТ-компонента у сумарну ефективну дозу свідчить про те, що саме цей етап дослідження є критичним з точки зору оптимізації. На відміну від ПЕТ, де доза визначається переважно біокінетикою

препарату, параметри КТ можуть бути гнучко змінені, що відкриває широкі можливості для зниження дозового навантаження.

Зокрема, використання низькодозових КТ-протоколів для корекції ослаблення може суттєво зменшити ефективну дозу без значної втрати діагностичної інформації. У випадках, коли КТ використовується лише для атенуаційної корекції, застосування повноцінного діагностичного протоколу є необґрунтованим з точки зору радіаційної безпеки.

Аналіз отриманих результатів також показує, що збільшення сумарної ефективної дози з віком є закономірним процесом, пов'язаним із зростанням маси тіла та необхідністю використання вищих параметрів сканування. Проте це підкреслює необхідність індивідуалізації протоколів дослідження для кожного пацієнта. Особливу увагу слід приділити тому, що дитячий організм має підвищену радіочутливість, а довготривалі ризики розвитку онкологічних захворювань після опромінення є значно вищими порівняно з дорослими. У цьому контексті навіть відносно невеликі зниження дози можуть мати суттєве значення для зменшення стохастичних ефектів.

Серед основних напрямів оптимізації дозового навантаження можна виділити: зменшення введеної активності радіофармпрепарату без втрати якості зображення, використання низькодозових КТ-протоколів, адаптацію параметрів сканування до маси тіла пацієнта, застосування сучасних методів реконструкції, що дозволяють знижувати шум при меншій дозі.

Результати дослідження демонструють, що хоча ПЕТ-компонент добре відповідає міжнародним рекомендаціям, саме КТ залишається основним фактором, який визначає рівень радіаційного навантаження. Це підкреслює необхідність подальшого вдосконалення протоколів КТ у складі ПЕТ/КТ досліджень, особливо у педіатричній практиці.

РОЗДІЛ 4 ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

Отримані результати дослідження свідчать про необхідність цілеспрямованої оптимізації радіаційного навантаження при проведенні ПЕТ/КТ досліджень у педіатричних пацієнтів. Враховуючи підвищену радіочутливість дитячого організму, а також комбінований характер опромінення (внутрішнього- від радіофармпрепарату та зовнішнього- від КТ), практичні підходи повинні бути спрямовані на мінімізацію сумарної ефективної дози без втрати діагностичної інформативності. Оптимізація повинна базуватись не лише на формальному зниженні дозових параметрів, а на глибокому розумінні фізичних процесів формування зображення та їхнього впливу на якість діагностики.

4.1 Оптимізація ПЕТ-компонента

Одним із ключових напрямів зменшення радіаційного навантаження є оптимізація введеної активності радіофармпрепарату ^{18}F -ФДГ. У ході дослідження встановлено, що саме величина введеної активності є визначальним фактором формування дози внутрішнього опромінення, тому її раціональний вибір має критичне значення, особливо у педіатричних пацієнтів. Використання вагозалежного дозування дозволяє індивідуалізувати активність відповідно до антропометричних характеристик пацієнта та забезпечити достатній рівень статистики реєстрованих подій при мінімальному рівні опромінення.

Особливість ПЕТ-візуалізації полягає в тому, що якість зображення безпосередньо залежить від кількості зареєстрованих актів співпадіння, які формуються внаслідок детекції анігіляційних фотонів. Зменшення введеної активності призводить до зниження кількості таких подій, що проявляється у зростанні статистичного шуму та погіршенні відношення сигнал/шум. У практичному аспекті це означає, що оптимізація активності не може здійснюватися ізольовано, а повинна супроводжуватись адаптацією інших параметрів дослідження, зокрема часу сканування.

Збільшення часу збору даних дозволяє компенсувати зменшення активності та підтримувати належний рівень якості зображення. Такий підхід є фізично обґрунтованим, оскільки загальна кількість зареєстрованих подій визначається не лише активністю, а й тривалістю реєстрації. У педіатричній практиці це має особливе значення, оскільки дозволяє зменшити дозу без втрати діагностичної цінності дослідження.

Важливим аспектом є також дотримання стандартного часу накопичення радіофармпрепарату. Стабільний інтервал між введенням препарату та початком сканування забезпечує відтворюваність результатів та коректність порівняння між пацієнтами. Відомо, що біокінетика ^{18}F -ФДГ залежить від метаболічної активності тканин, тому зміна часу накопичення може впливати на розподіл активності та, відповідно, на діагностичну інтерпретацію. Додатково слід враховувати вплив фізичного розпаду радіонукліда на ефективну активність під час сканування. Зменшення активності з часом призводить до зміни статистики реєстрації подій, що також необхідно враховувати при плануванні дослідження. У комплексі це визначає необхідність стандартизації протоколів та суворого дотримання регламентованих параметрів.

Тому, оптимізація ПЕТ-компонента повинна базуватись на індивідуалізованому підході до вибору активності, адаптації часу сканування та стандартизації протоколів. Це дозволяє забезпечити баланс між мінімізацією дози та збереженням діагностичної інформативності, що є ключовим принципом сучасної педіатричної ядерної медицини [15].

4.2 Оптимізація КТ-компонента у складі ПЕТ/КТ

КТ-компонент у складі ПЕТ/КТ є одним із основних джерел варіабельності сумарного радіаційного навантаження. На відміну від ПЕТ, де доза визначається введеною активністю, у КТ вона залежить від параметрів експозиції, довжини сканування та обраного протоколу. У ході дослідження встановлено, що саме

КТ-компонент може формувати значну частку сумарної ефективної дози, що обумовлює необхідність його оптимізації.

У клінічній практиці принципово важливо розрізняти КТ для атенуаційної корекції та повноцінне діагностичне КТ. У випадках, коли КТ використовується лише для корекції ослаблення та анатомічної прив'язки ПЕТ-зображення, достатнім є застосування низькодозових протоколів. Використання стандартних діагностичних параметрів у таких ситуаціях призводить до необґрунтованого підвищення дози без суттєвого покращення результату.

Оптимізація КТ передбачає адаптацію параметрів сканування до розмірів тіла пацієнта та клінічного завдання. Зменшення напруги трубки дозволяє знизити енергію рентгенівського випромінювання та відповідно дозове навантаження, що є особливо ефективним у дітей через менші розміри тіла. Використання автоматичної модуляції струму (АЕС) забезпечує адаптацію експозиції до анатомічних особливостей пацієнта, що дозволяє уникнути надмірного опромінення окремих ділянок. Важливим фактором є обмеження довжини сканування лише необхідною анатомічною зоною. Надмірне збільшення області дослідження без клінічної необхідності призводить до пропорційного зростання дози. Тому оптимізація повинна включати чітке визначення меж дослідження відповідно до клінічного запиту.

Суттєвий вплив на якість зображення та рівень шуму мають алгоритми реконструкції. Використання ітеративних методів реконструкції дозволяє зменшити шум та покращити контрастність зображення навіть при знижених дозових параметрах. Це відкриває можливість для подальшого зниження дози без втрати діагностичної інформативності.

Окрему увагу необхідно приділяти правильному позиціонуванню пацієнта в ізоцентрі томографа. Неправильне положення призводить до нерівномірного розподілу дози та некоректної роботи систем автоматичної експозиції, що може підвищувати дозу і погіршувати якість зображення. Важливим аспектом оптимізації є також вибір режиму сканування. Використання гелікального (спірального) режиму дозволяє скоротити час дослідження та зменшити

ймовірність артефактів руху, що особливо актуально у педіатричних пацієнтів. Водночас параметри сканування повинні бути підібрані таким чином, щоб забезпечити достатню якість зображення при мінімальному рівні опромінення [19],[20],[24].

З метою кількісної оцінки впливу параметрів КТ на дозове навантаження було проведено фантомне дослідження із варіюванням напруги рентгенівської трубки (kV) та максимального значення струму (mAs), довжина скану протягом всього дослідження була незмінною і становила 20,25 см. Отримані результати (таблиця 4.1.) показали, що в умовах використання автоматичної модуляції струму (AEC) залежність між параметрами експозиції та дозовими характеристиками не є лінійною.

Таблиця 4.1. Варіювання залежності дози від параметрів сканування

Максимум mAs	kV	Дійсне mAs	CTDI _{vol} (мГр)	DLP (мГр·см)
180	120	76.0884	1.67166	38.6522
180	100	172.705	2.12427	48.4598
180	80	347.573	1.82592	41.7025
150	120	79.8849	1.75507	40.1098
150	100	173.391	2.13271	48.7278
150	80	294.236	1.54572	35.284
120	120	94.9884	2.0869	47.7163
120	100	171.593	2.1106	48.2771
120	80	242.881	1.27594	29.1366

Зокрема встановлено, що зниження напруги трубки з 120 до 100 та 80 kV не супроводжується пропорційним зменшенням CTDI_{vol}. Це пояснюється тим, що система автоматичної модуляції компенсує зниження енергії випромінювання шляхом збільшення сили струму трубки. У результаті при переході до нижчих значень kV спостерігалось суттєве зростання фактичного

струму (у 2-4 рази), що в окремих випадках призводило до збереження або навіть підвищення дозового навантаження (рис.4.1.-4.3)

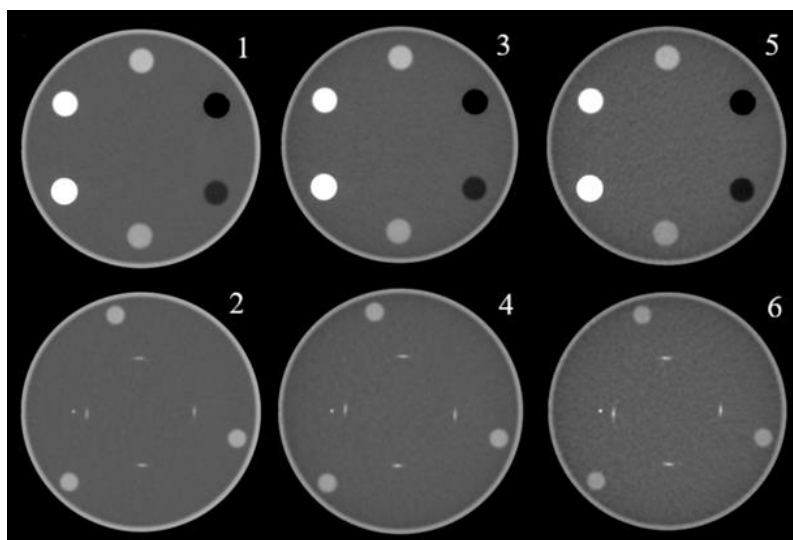


Рисунок 4.1 – Порівняння роздільної якості зображення фантому при 180 mAs та: 1) 120 kV- 1 зріз фантому, 2) 120 kV- 15 зріз фантому, 3) 100 kV- 1 зріз фантому, 4) 100 kV- 15 зріз фантому, 5) 80 kV- 1 зріз фантому, 6) 80 kV- 15 зріз фантому

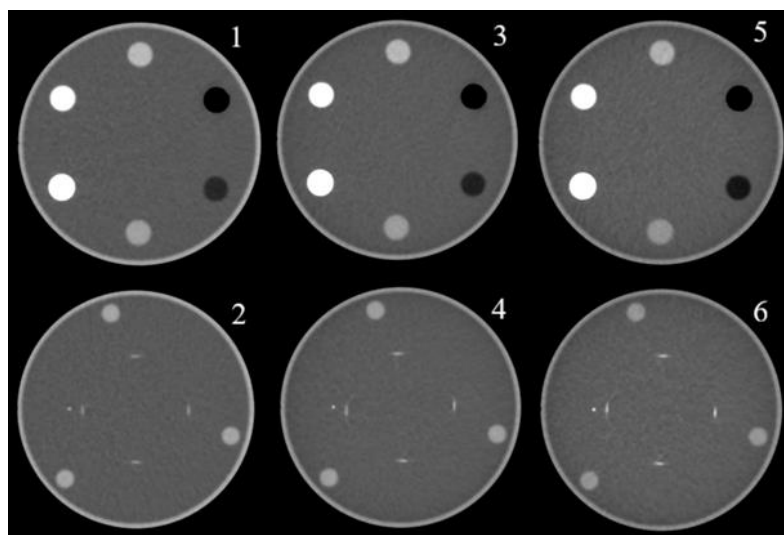


Рисунок 4.2 – Порівняння роздільної якості зображення фантому при 150 mAs та: 1) 120 kV- 1 зріз фантому, 2) 120 kV- 15 зріз фантому, 3) 100 kV- 1 зріз фантому, 4) 100 kV- 15 зріз фантому, 5) 80 kV- 1 зріз фантому, 6) 80 kV- 15 зріз фантому

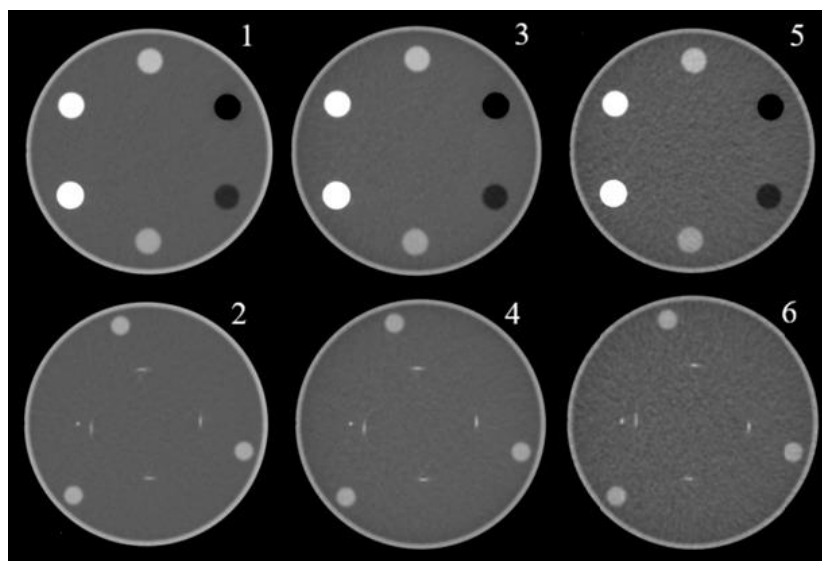


Рисунок 4.3 – Порівняння роздільної якості зображення фантому при 120 mAs та: 1) 120 kV- 1 зріз фантому, 2) 120 kV- 15 зріз фантому, 3) 100 kV- 1 зріз фантому, 4) 100 kV- 15 зріз фантому, 5) 80 kV- 1 зріз фантому, 6) 80 kV- 15 зріз фантому

Отримані результати підтверджують необхідність комплексного підходу до оптимізації КТ-компонента, який повинен включати не лише вибір напруги трубки, але й коректне налаштування алгоритмів автоматичної модуляції та обмеження експозиційних параметрів. Це дозволяє досягти істотного зниження дозового навантаження при збереженні достатньої якості зображення для задач атенюаційної корекції та анатомічної локалізації. Отримані результати показали, що оптимізація КТ-компонента не може базуватися виключно на фіксованому зниженні параметрів експозиції. Через вплив автоматичної модуляції струму та анатомічних особливостей пацієнта ефективне дозозбереження потребує персоналізованого підходу до вибору параметрів сканування. У педіатричній практиці реалізація такого підходу найчастіше здійснюється шляхом використання віко- та масо-залежних протоколів, які дозволяють адаптувати параметри КТ до антропометричних характеристик дитини та клінічного завдання.

Додатково було проведено оцінку потенційного зниження дозового навантаження при використанні віко-залежних педіатричних протоколів. Для розрахунків використовувалась довжина скану у 20,25 см, що відповідає параметрам проведеного фантомного дослідження.

Таблиця 4.2. Зміна дозового навантаження при використанні віко-залежних педіатричних протоколів

Протокол	Напруга (кВ)	Максимум мАс	CTDI _{vol} (мГр)	DLP (мГр·см)
Стандартний протокол	120	180	1.67166	33.65
Педіатричний протокол 4 (16-18 років)	100	180	1.23069	24.92
Педіатричний протокол 3 (11-15 років)	100	150	0.800032	16.20
Педіатричний протокол 2 (6-10 років)	80	150	0.935667	18.95
Педіатричний протокол 1 (0-5 років)	120	120	0.723896	14.66
Педіатричний протокол 0 (новонароджені)	120	150	0.676837	13.71

Аналіз отриманих результатів демонструє, що використання віко-залежних педіатричних протоколів дозволяє суттєво знизити інтегральне дозове навантаження порівняно зі стандартними режимами сканування. Найбільший ефект дозозбереження спостерігається при застосуванні low-dose та ultra low-dose режимів, де зниження DLP досягає 55–60 % відносно базового протоколу з параметрами 180 mAs та 120 kV.

Встановлено, що найбільш ефективно зниження дози досягається не лише за рахунок зменшення напруги трубки, але й шляхом оптимізації фактичного струму трубки та роботи систем автоматичної модуляції експозиції. При цьому надмірне зниження kV, особливо до 80 kV, хоча і супроводжується додатковим

дозозбереженням, призводить до помітного зростання шумової складової реконструйованих зображень. Це обмежує можливість використання таких режимів для повноцінної діагностичної КТ, однак вони можуть бути доцільними у випадках, коли КТ-компонент використовується виключно для атенюаційної корекції та анатомічної локалізації у складі ПЕТ/КТ. Отримані результати підтверджують необхідність комплексного підходу до оптимізації КТ-компонента, який повинен включати не лише вибір напруги трубки, але й коректне налаштування алгоритмів автоматичної модуляції та обмеження експозиційних параметрів. Це дозволяє досягти істотного зниження дозового навантаження при збереженні достатньої якості зображення для задач атенюаційної корекції та анатомічної локалізації.

ВИСНОВКИ

При проведенні дослідження залежності характеру зміни реакційного сигналу в методах магнітно-резонансної томографії визначені різні залежності у випадку діагностичних даних різних типів. Межі значень сигналів не перекриваються при різних типах зваженості. Отже, можна визначити тип зваженості зображення за величиною сигналу. Крім того, кількісно визначено, що різні типи тканин надають різний внесок у сумарний сигнал для різних типів зваженості.

Ця різниця обумовлена різними типовими часом спін-спінової та спін-граткової релаксації для різних типів тканин. Отримані результати є практично важливими для планування процедур томографічних досліджень перехідних зон, що характеризуються поєднанням різних типів біологічних тканин. Вибір оптимальних часових параметрів імпульсних послідовностей дозволить адаптувати весь процес діагностики МРТ.

При аналізі комбінованих елементів тканин використовувалися усереднені значення часів релаксації для кожного типу тканини, що є складовими досліджуваного елементу об'єму.

Отримані результати викликають найбільший інтерес у розробці технологій надрозрізнення в області МР-зображень. Використання високоселективних компонентів градієнтних магнітних полів дозволить досліджувати вибрані ділянки в об'єкті. Іншим важливим перспективним застосуванням результатів може бути пост-обробка отриманих томограм.

При постобробці зображень також є чітко виділені межі між тканинами з різними релаксаційними характеристиками та функціональними та фізіологічними властивостями. Запропонований метод обробки зображень є доцільним для підкреслення меж між тканинами та отримання додаткової інформації про їх властивості.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1]. R. M. Turtos, S. Gundacker, E. Auffray, and P. Lecoq, “Towards a metamaterial approach for fast timing in PET: experimental proof-of-concept,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 64, no. 18, p. 185018, Sept. 2019. DOI: 10.1088/1361-6560/ab18b3.
- [2]. S. Gundacker *et al.*, “Experimental time resolution limits of modern SiPMs and TOF-PET detectors exploring different scintillators and Cherenkov emission,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 65, no. 2, p. 025001, Jan. 2020. DOI: 10.1088/1361-6560/ab63b4.
- [3]. C. S. Levin and E. J. Hoffman, “Calculation of positron range and its effect on the fundamental limit of positron emission tomography system spatial resolution,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 44, no. 3, pp. 781–799, Mar. 1999. DOI: 10.1088/0031-9155/44/3/019.
- [4]. M. E. Daube-Witherspoon *et al.*, “PET performance measurements using the NEMA NU 2-2001 standard,” *J. Nucl. Med.*, vol. 43, no. 10, pp. 1398–1409, Oct. 2002. Available: <https://jnm.snmjournals.org/content/43/10/1398>
- [5]. T. F. Lang *et al.*, “Description of a prototype emission-transmission computed tomography imaging system,” *J. Nucl. Med.*, vol. 33, no. 10, pp. 1881–1887, Oct. 1992. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1403162>
- [6]. International Atomic Energy Agency, *Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna, Austria: IAEA, 2014.
- [7]. W. Huda, D. Magill, and W. He, “CT effective dose per dose length product using ICRP 103 weighting factors: E/DLP conversion factors for CT using ICRP 103,” *Med. Phys.*, vol. 38, no. 3, pp. 1261–1265, Mar. 2011. DOI: 10.1118/1.3544350.
- [8]. W. Kalender, *Computed tomography: Fundamentals, system technology, image quality, applications*, 2nd ed. Erlangen Publicis: Publicis MCD Verlag, 2004.
- [9]. E. Seeram, *Computed tomography: Physical principles, clinical applications, and quality control*, 3rd ed. Philadelphia, PA: Saunders, 2008.

- [10]. J. Hsieh, *Computed tomography: Principles, design, artifacts and recent advances*. in SPIE Press Monograph, no. v. 114. Bellingham, WA: SPIE Press, 2003.
- [11]. T. Kane *et al.*, *Principles and practice of PET/CT part 1*. Siemens Healthneers: European Association of Nuclear Medicine, 2010. DOI: 10.52717/jybk3301.
- [12]. I. Iskra *et al.*, *Advances in PET/CT imaging*. Siemens Healthneers: European Association of Nuclear Medicine, 2021. DOI: 10.52717/pwze5872.
- [13]. F. A. Mettler Jr *et al.*, “Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources--1950-2007,” *Radiology*, vol. 253, no. 2, pp. 520–531, Nov. 2009. DOI: 10.1148/radiol.2532082010
- [14]. ICRP, *ICRP publication 99: Low-dose extrapolation of radiation-related cancer risk*. in Annals of the ICRP. London, England: Elsevier Health Sciences, 2006.
- [15]. G. Masselli *et al.*, “PET/CT in pediatric oncology,” *Am. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, vol. 10, no. 2, pp. 83–94, Apr. 2020, Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32419977>
- [16]. ICRP, *ICRP publication 89: Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: Reference values*. in Annals of the ICRP. London, England: Elsevier Health Sciences, 2003. DOI: 10.1177/anib_32_3-4.
- [17]. M. Ljungberg, Ed., *Handbook of nuclear medicine and molecular imaging for physicists: Instrumentation and imaging procedures, volume I*. London, England: CRC Press, 2022.
- [18]. M. Ljungberg, *Handbook of nuclear medicine and molecular imaging for physicists: Radiopharmaceuticals and clinical applications, volume III*. London, England: CRC Press, 2024.
- [19]. ICRP, *ICRP publication 103: Recommendations of the ICRP*. in Annals of the ICRP. London, England: Elsevier Science, 2008.

- [20]. ICRP, *ICRP publication 128: Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals: A compendium of current information related to frequently used substances*. in *Annals of the ICRP*. London, England: SAGE Publications, 2015.
- [21]. J. Stauss, K. Hahn, M. Mann, and D. De Palma, “Guidelines for paediatric bone scanning with ^{99m}Tc-labelled radiopharmaceuticals and ¹⁸F-fluoride,” *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, vol. 37, no. 8, pp. 1621–1628, Aug. 2010. DOI: 10.1007/s00259-010-1492-3.
- [22]. S. C. Kaste, “PET-CT in children: where is it appropriate?,” *Pediatr. Radiol.*, vol. 41 Suppl 2, no. S2, pp. 509–513, Sept. 2011. DOI: 10.1007/s00247-011-2096-1.
- [23]. K. Purbhoo and M. D.-T. Vangu, “Normal variants and pitfalls of ¹⁸F-FDG PET/CT imaging in pediatric oncology,” *Front. Nucl. Med.*, vol. 2, p. 825891, Mar. 2022. DOI: 10.3389/fnume.2022.825891.
- [24]. Y. Nagayama *et al.*, “Radiation dose reduction at pediatric CT: Use of low tube voltage and iterative reconstruction,” *Radiographics*, vol. 38, no. 5, pp. 1421–1440, Sept. 2018. DOI: 10.1148/rg.2018180041.
- [25]. A. C. Silva, H. J. Lawder, A. Hara, J. Kujak, and W. Pavlicek, “Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm,” *AJR Am. J. Roentgenol.*, vol. 194, no. 1, pp. 191–199, Jan. 2010. DOI: 10.2214/AJR.09.2953.
- [26]. J. Hsieh *et al.*, “A new era of image reconstruction: TrueFidelity™ Technical white paper on deep learning image reconstruction,” 2019. Available: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:210167899>. [Accessed: May 11, 2026]
- [27]. A. Vrachliotis, A. Gaitanis, N. E. Protonotarios, G. A. Kastis, and L. Costaridou, “Noninvasive quantification of glucose metabolism in mice myocardium using the spline reconstruction technique,” *J. Imaging*, vol. 10, no. 7, p. 170, July 2024. DOI: 10.3390/jimaging10070170.