

Д.С. Мечев,  
О.В. Щербіна

Національна медична  
академія післядипломної  
освіти  
ім. П.Л. Шупика,  
Київ

## Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія — сучасний метод променевої діагностики

Single-photon emission computed tomography:  
a modern radiodiagnosis technique

Останнім часом інтенсивно розвиваються томографічні методи клінічної діагностики. Серед них важливе місце посідають методи емісійної комп'ютерної томографії — однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЕКТ) та позитронна емісійна томографія (ПЕТ) [1–3]. Теоретичні основи реконструкції тривимірних зображень за сукупністю двовимірних проєкцій розробив ще в 1917 році австрійський математик J.Radon. Але він запропонував формулу, яка визначає зображення за його лінійними інтегралами, а не ефективний алгоритм для реконструкції зображень. Важливим стимулом для розвитку ОФЕКТ стала розробка та успішне застосування рентгенівського комп'ютерного томографа (КТ).

Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія суттєво відрізняється від рентгенівської комп'ютерної томографії за клініко-діагностичними завданнями. При рентгенівській КТ за допомогою зовнішнього опромінювання досліджують структурно-морфологічні, анатомічні зміни органа; при ОФЕКТ за допомогою введення в організм радіофармпрепаратів (РФП) вивчають насамперед функціональний стан органів та систем, виявляють фізіологічні порушення та ранні патологічні зміни в організмі [4].

При планарній сцинтиграфії зображення являє собою двовимірну проєкцію тривимірного розподілу радіонукліда в організмі. Зображення розподілу РФП у різних шарах, паралельних вхідній поверхні коліматора, нашаровуються одне на одне, погіршуючи контрастність. Спостерігається маскувальний ефект структур, що

накопичують відповідний радіофармпрепарат. Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія дозволяє одержати пошаровий розподіл радіофармпрепарату в тканинах організму, який не враховує внесок радіоактивності від вище- та нижчерозташованих шарів досліджуваного органа. Завдяки цьому поліпшується контрастність зображення, надійніше виявляються осередки з аномальним накопиченням РФП («холодні» та «гарячі» осередки).

Однофотонні емісійні комп'ютерні томографи — універсальні прилади ядерної медицини, які працюють у режимі планарної гамма-камери (статичні, динамічні дослідження), сканера всього тіла і власне однофотонного емісійного комп'ютерного томографа. За світовими стандартами, потреба в однофотонних емісійних комп'ютерних томографах становить 2–8 на 1 млн населення. Таким чином, мінімальна потреба для України становить близько 100 томографів.

### Будова однофотонного емісійного комп'ютерного томографа

Однофотонний емісійний комп'ютерний томограф складається з таких основних частин: одна або кілька (2–3) детектувальних голівок (синонім: блок детектування). У складі такої голівки — коліматор, сцинтиляційний детектор з NaI(Tl) товщиною найчастіше 3/8" (9,3 мм), світлопровід, блок фотоелектронних помножувачів, схема формування координатних та енергетичного сигналів. Детектувальна голівка зовні вкрита свинцевим захистом від потрапляння на детектор гамма-квантів, окрім

отворів коліматора. У сучасних томографах оцифровування сигналів відбувається на рівні попередніх підсилювачів фотоелектронних помножувачів і вся подальша обробка інформації здійснюється в цифровому вигляді (повністю цифрові однофотонні емісійні комп'ютерні томографи). У таких томографах кількість аналогово-цифрових перетворювачів дорівнює кількості фотоелектронних помножувачів;

програмно-керований штативно-поворотний пристрій;

система збирання, обробки та візуалізації інформації;

ложе для пацієнта.

### **Принцип методу**

Принцип однофотонної емісійної комп'ютерної томографії полягає в одержанні серії сцинтиграм при програмно-керованому обертанні одного чи кількох детекторів томографа навколо поздовжньої осі тіла пацієнта, якому введено необхідний для дослідження РФП. Проекції зображення, одержані за повний оберт детекторної системи, обробляють комп'ютером і за спеціальними алгоритмами проводять реконструкцію аксіальних, коронарних, сагітальних та скісних зрізів [5].

### **Оптимізація процесу збирання та обробки інформації**

Без виконання низки вимог неможливо розраховувати на отримання високоякісних томографічних зображень.

Детектувальній системі необхідна висока стабільність, однорідність та просторова лінійність поля. Наявність мікропроцесорів, які в реальному масштабі часу проводять автопідстроювання параметрів, зводить до мінімуму вплив артефактів.

Іншою важливою вимогою є якість штативно-поворотного пристрою та ложа для пацієнта. У конструкції сучасних томографів передбачені мікропроцесорні контролери керування лінійним та кутовим переміщенням детекторів. Томографічне ложе — консольного типу — виготовляють переважно з карбоноволокнистих пластмас, яким властива велика міцність і при цьому поглинання в них випромінення технецію не перевищує 7–8 %.

Система повинна мати сучасний потужний комп'ютер з програмами контролю якості, рекон-

струкції та обробки й відображення інформації, при проведенні збору якої враховують такі параметри:

1. Активність РФП, що вводять пацієнтові

Чим більшу активність РФП введено хворому, тим менший час дослідження і вища статистична вірогідність інформації. Але при цьому збільшується променеве навантаження на організм пацієнта і на персонал. Тому вибирають розумний компроміс.

При проведенні статичних досліджень на однофотонних емісійних комп'ютерних томографах необхідно вводити таку активність РФП, яка б дозволяла, за необхідності, виконати томографічне дослідження без додаткового введення препарату.

Крім того, активність, яку вводять пацієнтові, залежить від розмірності матриці збирання та відображення інформації: при збільшенні розмірності матриці зростає активність для забезпечення прийнятної часу дослідження і статистичної вірогідності інформації.

2. Розмірність матриці збирання інформації розраховують як відношення розміру детектора до розміру пікселя. В свою чергу, останній визначається величиною необхідного розрізнення і відповідає його половині або третині.

На практиці найчастіше використовують матрицю розмірності  $64 \times 64$  пікселя. Для підвищення розрізнення збирання інформації бажано проводити на матрицю розмірності  $128 \times 128$  пікселів. Але при цьому:

збільшується час реєстрації вихідної інформації;

скорочується кількість імпульсів на одну проекцію (зменшується статистична вірогідність інформації);

збільшується час реконструкції зрізів;

інформація займає багато пам'яті на магнітних або лазерних дисках;

для забезпечення статистичної вірогідності інформації і скорочення часу дослідження необхідно вводити більшу активність РФП.

Тому матрицю розмірності  $128 \times 128$  пікселів використовують переважно при роботі на дво- або тридетекторних томографах, оснащених сучасними комп'ютерами.

3. Кількість проекцій зображення

В ідеалі відстань, яку проходить детектор

томографа між проєкціями, дорівнює величині розміру матричного пікселя. Тому число проєкцій зображення визначається відношенням довжини кола чи еліпса до розміру пікселя. Практика показує, що кількість проєкцій може бути меншою цієї величини при задовільній якості зображення. У практичній роботі реєструють 60–64 проєкції при збиранні на матрицю  $64 \times 64$  пікселя або 120–128 проєкцій при збиранні на матрицю  $128 \times 128$  пікселів за повний оберт детектора. При малій кількості проєкцій має місце «ефект зірки».

#### 4. Час реєстрації однієї проєкції

Зі збільшенням часу реєстрації підвищується статистична вірогідність інформації. При роботі на однодетекторному томографі (при збиранні на матрицю  $64 \times 64$  пікселя) бажано, щоб час збирання однієї проєкції не перевищував 30 секунд — з розрахунку, що для всієї інформації він буде не більше 30–40 хвилин при реєстрації 60–64 проєкцій. Більш тривалий час дослідження обтяжливий для хворого; крім того, зменшується пропускна спроможність томографа. Для зменшення часу реєстрації використовують багатодетекторні томографи та за можливістю збільшують активність РФП, що вводять пацієнтові.

#### 5. Радіус ротації системи

Для одержання якісного зображення радіус ротації має бути мінімальним. Розрізнення підвищується при русі детектора томографа еліптичною або контурно-адаптованою орбітою.

Еліптична орбіта запропонована у 1982 році, при її застосуванні розрізнювальна спроможність у центральній частині зображення підвищується на 20 %. При контурно-адаптованій орбіті застосовують інфрачервону систему відстеження контурів пацієнта. Завдяки мінімальній відстані між ним і детектором при застосуванні цієї орбіти найвищі показники розрізнювальної спроможності та контрастності при виявленні осередків з аномальним накопиченням РФП.

#### 6. Діапазон кутів реєстрації

Найчастіше проводять збирання інформації за повний оберт детектора навколо поздовжньої осі пацієнта, а при дослідженні серця — при обертанні детектора на кут 180 градусів.

#### 7. Режим збирання інформації

Розрізняють два режими збирання інформації: безперервний та кроковий (режим *step-shoot*).

При першому детектор рухається безперервно заданою орбітою навколо поздовжньої осі тіла пацієнта, збираючи дані в режимі ротації. Потім дані обробляють за допомогою комп'ютера з отриманням заданої кількості проєкцій.

При другому — кроковому режимі після закінчення збирання проєкції детектор здійснює поворот на певний кут і проводиться збирання наступної проєкції. Цей процес повторюється, поки не буде пройдено всю траєкторію.

При безперервному режимі збирання інформації вище чутливість, але гірше розрізняльна спроможність, особливо за малої кількості проєкцій. При їх великій кількості «ефект розмазування» зображень практично зводиться до нуля. При кроковому режимі вища розрізнювальна спроможність, але нижча чутливість, через затрату часу на переміщення детектора між окремими проєкціями, який в ці проміжки часу не збирає діагностичну інформацію. Але при такому режимі при збиранні невеликої кількості проєкцій відсутній «ефект розмазування» зображень.

#### 8. Тип коліматора

Оптимальні — коліматори високого розрізнення; допускається застосування коліматорів загального призначення.

### **Фактори,**

#### **які впливають на якість зображення**

##### 1. Неоднорідність поля зору

Варіації рівномірності поля зору, прийнятні для планарних зображень, можуть бути джерелом артефактів на реконструйованих зображеннях. Значні неоднорідності призводять до появи на реконструйованих зображеннях концентричних кіл. Щоб уникнути цих артефактів, застосовують мікропроцесорну систему корекції неоднорідності, а також створюють матрицю корекції неоднорідності з радіонуклідом, що відповідає дослідженню. У процесі реконструкції корекції підлягає кожна з проєкцій, отриманих на етапі збирання.

##### 2. Положення центру ротації системи

За виникнення дрейфу центру ротації відбувається «розмазування» зображення. При

перевірці координати точкового джерела мають збігатися з центром матриці візуалізації. Після корекції допускається зміщення центру не більше, ніж на 0,5 пікселя. В окремих сучасних томографах мікропроцесори здійснюють контроль центра ротації при збиранні інформації в реальному масштабі часу.

### 3. Товщина зрізів

Збільшення товщини зрізів, вираженої в пікселях, призводить до поліпшення статистичних характеристик зображення. Проте, це призводить до втрати просторового розрізнення і чутливості при виявленні невеликих неоднорідностей.

### 4. Ослаблення (атенуація) випромінювання

При проходженні фотонів крізь тіло пацієнта відбувається їх ослаблення. Неоднорідність ослаблення випромінювання в тілі пацієнта впливає не тільки на точність кількісного картування просторового розподілу активності РФП, але й на якість візуалізації анатомічних структур, знижуючи контрастність та просторове розрізнення. Для компенсації цього ефекту запропоновано два підходи:

досліджуваний об'єкт уявляється моделлю однорідного поглинаючого середовища і вводиться відповідна функція ослаблення випромінювання в процедури пре- або постреконструкційної обробки чи безпосередньо в алгоритм реконструкції. Поправковий коефіцієнт враховують або до початку реконструкції — метод зображень Sorenson'a, або після неї — метод Chang'a (використовують частіше). Існує тенденція до включення поправки на атенуацію в ітеративні алгоритми реконструкції зображень;

проводять трансмісійні вимірювання з метою картування розподілу неоднорідності ослаблення в ділянці тіла, що візуалізується шляхом емісійних вимірювань. Використовуючи результати трансмісійних вимірювань, вносять відповідні поправки.

### 5. Комптонівське розсіювання

Таке розсіювання гамма-випромінювання дає ефект «розмивання», погіршує просторове розрізнення. Для зменшення кількості зареєстрованих розсіяних гамма-квантів звужують вікно реєстрації відносно фотопіка даного радіонукліда. Корекцію розсіювання проводять також у процесі реконструкції зображень. Інформацію

про розсіювання вводять у вигляді відповідної математичної моделі безпосередньо в ітеративний алгоритм реконструкції.

### 6. Алгоритми реконструкції зображень

Якість зображень значною мірою залежить від алгоритмів їх реконструкції. Останні розподіляють на дві великі групи: аналітичні та ітеративні.

До першої групи належать: алгоритми зворотного проєціювання з фільтрацією та двовимірною реконструкцією за Фур'є, до другої — традиційні алгоритми: алгебраїчний метод відновлення (ART); метод одночасного ітеративного відновлення (SIRT); ітеративний метод найменших квадратів (ILST); та сучасні алгоритми: максимізації математичного очікування максимуму правдоподібності (ML-EM); максимізації математичного очікування упорядкованих підсистем проєкційних даних (OS-EM); ітеративна сегментована реконструкція з корекцією ослаблення (IRSAC) та інші.

Аналітичні алгоритми простіші і при достатньо повних неспотворених вихідних даних працюють значно швидше, дають зображення високої якості. Їх недолік — виникнення артефактів у зонах із низьким накопиченням РФП. Алгоритм зворотного проєціювання дає «розмиті» зображення. Для ліквідації нерізкості в зображенні, що виникла у процесі зворотного проєціювання, призначені фільтри (фільтром називається добуток Фур'є-образу ядра згортки на аподизуючу функцію). Операція розв'язання згортки зветься фільтрацією. Аподизуюча функція (в гармонічному аналізі називається вікном) враховує апріорну інформацію та здійснює регуляцію некоректної задачі розв'язання згортки. Фільтри відрізняються в основному видом використаної аподизуючої функції. Використовують фільтри: Hanning, Hamming, Parzen, Ramp, Shepp-Logan, Butterworth та інші. В аналітичних алгоритмах дискретизацію проводять на кінцевій стадії при числовій реалізації алгоритма, одержаного у безперервній формі.

В ітеративних алгоритмах дискретизацію здійснюють із самого початку реконструкції, а подальші операції — тільки в дискретній формі. Ітеративні методи реконструкції прово-

дять апроксимацію об'єкта масивом комірок у вигляді квадратної матриці з  $n$  рядків та  $n$  стовпців. Задача реконструкції просторового розподілу РФП зводиться до розв'язання системи лінійних алгебраїчних рівнянь, рідше — системи нелінійних рівнянь.

Ітеративні методи реконструкції — більш точні, універсальні й гнучкі, особливо в нових, нестандартних ситуаціях. Використання ітеративних алгоритмів дозволяє істотно знизити рівень шумів на реконструйованих зображеннях. Але при їх використанні реконструкція відбувається повільніше, для їх реалізації потрібна потужніша комп'ютерна техніка. Зараз існує тенденція до більш широкого застосування ітеративних алгоритмів, особливо максимізації математичного очікування упорядкованих підсистем проєкційних даних (OS-EM). Безпосередньо в процесі реконструкції вводять поправки на атенуацію (ослаблення) та на комптонівське розсіювання. В алгоритмі максимізації математичного очікування упорядкованих підсистем проєкційних даних значно збільшена швидкість збіжності ітерацій, що дає змогу скоротити час реконструкції.

### **Використання однофотонних емісійних комп'ютерних томографів для роботи з позитронвипромінюючими радіонуклідами**

В останні роки з'явилася тенденція використання однієї і тієї самої апаратури для виконання як ОФЕКТ, так і ПЕТ. Це так звана «мультиемісійна томографія» [6]. Позитронна емісійна томографія належить до найбільш дорогих досліджень у медичній практиці. Вартість одного дослідження в середньому складає 1000 євро. Тому актуальною є задача розробки таких методів і засобів візуалізації з позитронвипромінюючими радіонуклідами, які б мали істотно меншу вартість при збереженні високих діагностичних характеристик традиційної ПЕТ. Відомі такі технології ПЕТ-візуалізації [7]:

конвенційна ПЕТ на томографах для дослідження всього тіла або окремих органів;

планарна сцинтиграфія на одноканальних гамма-камерах при наявності спеціалізованих високоенергетичних коліматорів для випромінювання 511 кеВ;

однофотонна емісійна комп'ютерна томографія на одно- та дводетекторних однофотонних емісійних томографах з високоенергетичними коліматорами;

така ж томографія на дводетекторних однофотонних емісійних томографах без коліматорів у режимі збігів від обох детекторних голівок, що водночас реєструють анігіляційні гамма-кванти.

Конвенційна ПЕТ є «золотим» стандартом порівняно з іншими технологіями ПЕТ-зображення, має найвищу чутливість і розрізнявальну спроможність.

Планарна сцинтиграфія на одноканальних гамма-камерах з позитронвипромінюючими радіонуклідами реалізується рідко. Ця апаратура фізично і морально застаріла, до того ж планарна сцинтиграфія має ряд недоліків порівняно з ОФЕКТ.

Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія на одно- та дводетекторних однофотонних емісійних томографах з високоенергетичними коліматорами. Типові параметри високоенергетичних коліматорів такі: товщина — 70–80 мм, діаметр каналів — 3,5–5 мм, товщина септи — 2,0–3,5 мм, маса — 110–220 кг. При використанні таких коліматорів зростає внесок у зареєстровану діагностичну інформацію від багаторазових розсіювань у коліматорі гамма-квантів. Просторове розрізнення в однофотонних емісійних комп'ютерних томографах з високоенергетичними коліматорами низьке, приблизно вдвічі нижче, ніж при роботі з радіонуклідами, міченими технецієм. При фантомних дослідженнях було встановлено, що можуть бути виявлені осередки аномального накопичення РФП більше 1,3 см при співвідношенні пухлина/здорова тканина 10:1 і більше 1,5 см при співвідношенні 5:1.

Внаслідок меншої ефективності реєстрації фотонів високої енергії в матеріалі кристалів NaI(Tl) товщиною 3/8" (9,3 мм), а також через меншу геометричну проникність високоенергетичних коліматорів порівняно з низькоенергетичними чутливість цих систем низька, не більше 0,5–1 % по відношенню до конвенційного позитронного емісійного томографа. Чутливість можна підвищити в кілька разів шляхом заміни сцинтиляційного кристала товщиною 3/8" (9,3 мм) на 5/8" (16 мм) або

3/4" (19 мм). Але при цьому зростають витрати на модернізацію томографа; крім того, при роботі з низькоенергетичними радіонуклідами знижується розрізнявальна спроможність. Обмежені функціональні можливості однофотонних емісійних томографів з високоенергетичними коліматорами зумовлюють їх не надто широке застосування в клінічній практиці.

*Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія без коліматорів у режимі збігів.* Ця технологія знайшла більш широке застосування в медичній практиці. Основна перевага таких апаратів — високе просторове розрізнення, хоч і нижче, ніж у конвенційних позитронних емісійних томографів. Реальна чутливість — на один — два порядки вища, ніж у однофотонних емісійних томографів з коліматорами, проте істотно нижча, ніж у типових позитронних томографів.

Важливою позитивною якістю є значно менша вартість однофотонного емісійного томографа на збігах порівняно з конвенційним ПЕТ. При цьому модернізовані томографи, отримуючи можливість роботи з позитронвипромінюючими РФП, зберігають свою основну функцію — можливість роботи з позитронними випромінювачами. Ця технологія об'єднує переваги конвенційних однофотонних і позитронних томографів. Однак вимоги до них часто суперечливі.

Вимоги до однофотонних емісійних томографів: товщина кристалів не більше 9,3 мм; оптимальне розміщення детекторів — максимально близько до поверхні тіла пацієнта; час інтегрування вихідних сигналів фотопомножувачів порівняно великий; чутливість обмежена в основному припустимим значенням активності РФП, що вводять пацієнтові, та високим відсотком поглинання випромінювання коліматором.

Вимоги до позитронних емісійних томографів: товщі сцинтилятори для підвищення чутливості; детектори розміщуються на фіксованій відстані один від одного (як правило, діаметр кільця 82,4 см); короткий час інтегрування сигналів для підвищення припустимого імпульсного завантаження і, тим самим, збільшення швидкості лічби збігів.

Тому є нагальна необхідність у подальших фізико-технічних дослідженнях та розробках, спрямованих на досягнення компромісу між вимогами до ОФЕКТ і ПЕТ, а також у широкому впровадженні в ядерно-медичне приладобудування новітніх розробок. Перспективним є застосування сендвіч-кристалів, які складаються з двох різних сцинтиляторів, що перебувають у оптичному контакті. Перший кристал (ближче від джерела випромінювання) виготовляють з NaI(Tl) або ортосилікату ітрію (YSO). Він призначений для реєстрації гамма-квантів низьких енергій. В оптичному контакті з першим кристалом розміщується сцинтилятор, виготовлений з ортосилікату лютецію (LSO). При роботі з  $^{99m}\text{Tc}$  та іншими низькоенергетичними випромінювачами сцинтиляції відбуваються в кристалі NaI(Tl) чи YSO, а кристал LSO служить світлопроводом. При дослідженні з позитронвипромінюючими радіонуклідами реєстрація анігіляційного випромінювання проходить в основному в кристалі LSO, для якого характерні вищі значення густини, та ефективного атомного номера порівняно з вищевказаними сцинтиляторами. Ці детектори мають перспективи для широкого застосування в клінічній практиці, тому що дозволяють істотно підвищити чутливість томографів, які працюють у режимі збігів. Проте вони не можуть конкурувати з традиційними позитронними емісійними томографами за чутливістю і розрізнявальною спроможністю.

Зараз бурхливо розвиваються принципи, алгоритми та технології комп'ютерного суміщення мультимодальних зображень — зображень, одержаних різними методами променевої діагностики. Мета такого суміщення — забезпечення вірогідного анатомічного прив'язування фізіологічних даних шляхом просторової підгонки структурно-анатомічних КТ- та МРТ-зображень з високим розрізненням до функціональних ПЕТ-зображень з нижчим розрізненням. Таку підгонку найчастіше здійснюють за системою опорних точкових маркерів, закріплених на поверхні, що добре візуалізуються обома методами з подальшим автоматизованим реформатуванням зображень. Підгонка може здійснюватися різними

---

програмними засобами за системою внутрішніх опорних точок (власні анатомічні орієнтири). Створюють гібридні апарати, що являють собою комбінацію ОФЕКТ та КТ чи магнітнорезонансного томографа. При дослідженні хворих на фоні анатомічних структур одержують ОФЕКТ-образи. Таким чином, лікар одержує комплексну інформацію про стан досліджуваних органів та систем людини, завдяки чому підвищується точність діагностики.

### Література

1. Мечев Д.С., Щербіна О.В. Позитронна емісійна томографія — сучасний метод променевої діагностики // УРЖ. — 2002. — Т. X, вип. 2. — С. 193–200.
2. Щербіна О.В. // Промен. діагност., промен. тер. — 2000. — № 1. — С. 50–52.
3. Schiepers C., Hoh C. // *Eur. Radiol.* — 1998. — Vol. 8, № 8. — P. 1481–1494.
4. Замятін С.С., Щербіна О.В. // *Елементарні процеси в атомних системах: Зб. наук. праць / За ред. А.М. Завілопуло. — Ужгород, 1998. — С. 68–76.*
5. *English R. SPECT: single-photon emission computed tomography: a primer. — 3-rd ed. — New York, 1995. — 223 p.*
6. Наркевич Б.Я. // *Мед. радиол. и радиац. безопасн.* — 1999. — Т. 44, № 2. — С. 5–17.
7. Наркевич Б.Я. // *Там же.* — 2000. — Т. 45, № 6. — С. 56–63.

Надходження до редакції 11.04.2006.

Прийнято 12.04.2006.

Адреса для листування:

Мечев Дмитро Сергійович,  
КМАПО ім. П.Л. Шупика, вул. Дорогожицька, 9, Київ,  
04112, Україна