

УДК 616-073.916

О. В. Щербіна, д-р мед. наук, проф.

ОДНОФОТОННА ЕМІСІЙНА КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ: ТЕОРЕТИЧНІ АСПЕКТИ І РОЛЬ В ОНКОЛОГІЇ

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

Останні десятиріччя характеризуються інтенсивним розвитком ядерної медицини. Серед методів радіонуклідної діагностики важливе місце у клінічній практиці посідають однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЕКТ) та позитронна емісійна томографія (ПЕТ) [1; 2].

За клініко-діагностичними завданнями ОФЕКТ суттєво відрізняється від рентгенівської комп'ютерної томографії (КТ). При рентгенівській КТ за допомогою зовнішнього опромінення досліджують структурно-морфологічні, анатомічні зміни органа; при ОФЕКТ за допомогою введених в організм радіофармпрепаратів (РФП) вивчають функціональний стан органів і систем, виявляють фізіологічні порушення в організмі та ранні патологічні зміни в ньому. Метод ОФЕКТ дозволяє суттєво розширити можливості радіонуклідних діагностичних досліджень, підвищити їх чутливість, надійність.

Теоретичні основи однофотонної емісійної комп'ютерної томографії

При планарній сцинтиграфії зображення являє собою двовимірну проекцію тривимірного розподілу радіонукліда в організмі. Зображення розподілу РФП у різних шарах, паралельних вхідній поверхні коліматору,

нашаровуються один на одного, погіршуючи контрастність зображення. Спостерігається маскуючий ефект структур, що нагромаджують відповідний радіофармпрепарат. З допомогою ОФЕКТ можна отримати пошаровий розподіл радіофармпрепарату в тканинах організму, який не враховує внесок радіоактивності від вищета нижчерозташованих шарів досліджуваного органа. Завдяки цьому покращується контрастність зображення, більш надійно виявляються осередки з аномальним нагромадженням 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 усього 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 90–100 томографів.

Однофотонний емісійний комп'ютерний томограф складається з таких основних частин.

1. Одна або кілька (2–3) детектуючих головок (син.: блок детектування). У складі детектуючої головки — коліматор,

сцинтиляційний детектор з NaI (Тl) найчастіше завтовшки 3/8" (9,3 см), світлопровід, блок фотоелектронних помножувачів, схема формування координатних й енергетичного сигналів. Детектуюча головка зовні покрита 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 у цифровому вигляді (повністю цифрові однофотонні емісійні комп'ютерні томографи). У таких томографах кількість аналогово-цифрових перетворювачів дорівнює кількості фотоелектронних помножувачів.

2. Програмно-керований штативно-поворотний устрій.

3. Система збору, обробки та візуалізації інформації.

4. Ложе для пацієнта.

Принцип ОФЕКТ полягає в одержанні серії сцинтиграм при програмно-керованому обертанні одного або кількох детекторів томографа навкруги поздовжньої осі тіла пацієнта, якому введено необхідний для дослідження РФП. Проекції зображення, одержані за повний оберт детекторної системи, обробляються комп'ютером і за спеціальними алгоритмами

проводиться реконструкція аксіальних, коронарних, сагітальних і наскісних зрізів [1].

При проведенні збору інформації враховують такі параметри:

1. Активність РФП, що вводиться пацієнту.

Чим більшу активність РФП введено хворому, тим менший час дослідження і вища статистична вірогідність інформації. Проте при цьому збільшується променеве навантаження на організм пацієнта і на персонал, тому вибирають розумний компроміс. Крім того, активність, що вводиться пацієнту, залежить від розмірності матриці збору та відображення інформації: при збільшенні розмірності матриці збільшується активність для забезпечення прийняттого часу дослідження і статистичної вірогідності інформації.

2. Розмірність матриці збору інформації розраховується як відношення розміру детектора до розміру пікселя. У свою чергу, розмір пікселя визначається величиною необхідного розрізнення і відповідає половині або третині розрізнення.

На практиці найчастіше використовують матрицю розмірності 64×64 пікселя. Для підвищення розрізнення збір інформації бажано проводити на матрицю розмірності 128×128 пікселів, але при цьому:

— збільшується час реєстрації вихідної інформації;

— зменшується 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 та скорочення часу дослідження необхідно вводити більшу активність РФП.

Тому матрицю розмірності 128×128 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 проекціями, дорівнює величині розміру матричного пікселя. Тому кількість проекцій зображення визначається відношенням довжини кола чи еліпса до розміру пікселя. Практика показує, що кількість проекцій може бути меншою цієї величини при задовільній якості зображення. У практичній роботі реєструють 60–64 проекції при зборі на матрицю 64×64 пікселя або 120–128 проекцій при зборі на матрицю 128×128 пікселів за повний оберт детектора. При малій кількості проекцій виникає «ефект зірки».

4. Час реєстрації однієї проекції.

Зі збільшенням часу реєстрації покращується статистична вірогідність інформації. При роботі на однодетекторному томографі (при зборі на матрицю 64×64 пікселя) бажано, щоб час збору однієї проекції не перевищував 30 с — із розрахунку, що час збору всієї інформації не перевищить 30–40 хв при реєстрації 60–64 проекцій. Більш тривалий час дослідження обтяжливий для хворого; крім того, зменшується пропускна здатність томографа. Для зменшення часу реєстрації використовують багатодетекторні томографи та по можливості збільшують активність РФП, що вводиться пацієнту.

5. Радіус ротації системи.

Для отримання якісного зображення радіус ротації має бути мінімальним. Розрізнення підвищується при русі детектора томографа по еліптичній або контурно-адаптованій орбіті.

6. Діапазон кутів реєстрації.

Найчастіше проводять збір інформації за повний оберт детектора навкруги поздовжньої осі пацієнта; при дослідженні серця збір інформації прово-

дять при обертанні детектора на кут 180° .

7. Режим збору інформації.

Розрізняють два режими збору інформації:

1) безперервний;

2) кроковий (режим step-shoot).

При безперервному режимі збору інформації вища чутливість, але гірша розрізнявальна здатність, особливо при малій кількості проекцій. При великій кількості проекцій «ефект розмазування» зображень практично зводиться до нуля. При кроковому режимі вища розрізнявальна здатність, але нижча чутливість, тому що відбувається затрата часу на переміщення детектора між окремими проекціями, який у ці проміжки часу не збирає діагностичну інформацію. Але при цьому режимі при зборі невеликої кількості проекцій 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.

Значні неоднорідності поля зору призводять до появи на реконструйованих зображеннях концентричних кіл. Для уникнення цих артефактів застосовують мікропроцесорну систему корекції неоднорідності, а також створюють матрицю корекції неоднорідності з радіонуклідом, що відповідає дослідженню. У процесі реконструкції корекції підлягає кожна проекція, отримана на етапі збору.

2. Положення центру ротації системи.

При виникненні дрейфу центру ротації відбувається розмазування зображення. При перевірці координати точкового джерела повинні збігатися з центром матриці візуалізації. Після корекції допускається змі-

щення центру не більше ніж на 0,5 піксела. В окремих сучасних томографах мікропроцесори здійснюють контроль центру ротації при зборі інформації в реальному масштабі часу.

3. Товщина зрізів.

Збільшення товщини зрізів, вираженої в пікселах, приводить до покращання статистичних характеристик зображення. Проте це призводить до втрати просторового розрізнення та чутливості при виявленні невеликих неоднорідностей.

4. Ослаблення (атенюація) випромінювання.

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

Перший підхід. Досліджуваний об'єкт представляється моделлю однорідного поглинаючого середовища, і вводиться відповідна функція ослаблення випромінювання у процедури пре- або постреконструкційної обробки або безпосередньо в алгоритм реконструкції. Поправковий коефіцієнт враховують або до початку реконструкції — метод Sorenson'a, або після реконструкції зображень — метод Chang'a (використовується частіше). Існує тенденція до включення поправки на атенюацію в ітеративні алгоритми реконструкції зображень.

Другий підхід. 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.

Комптонівське розсіювання гамма-випромінювання дає «розмиваючий» ефект, погіршує просторове розрізнення. Для зменшення кількості зареєстрованих розсіяних гамма-квантів звужують вікно реєстрації відносно фотопіка даного радіонукліда. Корекція розсіювання проводиться також у процесі реконструкції зображень. Інформацію про розсіювання вводять у вигляді відповідної математичної моделі безпосередньо в ітеративний алгоритм реконструкції.

6. Алгоритми реконструкції зображень.

Якість зображення багато чому залежить від алгоритму реконструкції. Алгоритми реконструкції зображень розподіляють на дві великі групи:

- аналітичні алгоритми;
- ітеративні алгоритми.

До першої групи належать:

- алгоритми зворотного проєціювання з фільтрацією;
- двовимірна реконструкція за Фур'є.

До другої групи належать:

- алгоритм максимізації математичного очікування максимуму правдоподібності (ML-EM);

- алгоритм максимізації математичного очікування упорядкованих підсистем проєційних даних (OS-EM);

- ітеративна сегментована реконструкція з корекцією ослаблення (IRSAC) та ін.

Аналітичні алгоритми більш прості, при достатньо повних неспотворених вихідних даних вони працюють значно швидше, дають зображення високої якості. Їх недолік — виникнення артефактів у ділянках з низьким нагромадженням РФП. Алгоритм зворотного проєціювання дає розмиті зображення. Для ліквідації нерізкості в зображенні, що виникла у процесі зворотного проєціювання, призначені фільтри.

Ітеративні методи реконструкції — більш точні, більш універсальні і гнучкі, особливо в нових, нестандартних ситуаці-

ях. Використання ітеративних алгоритмів дозволяє суттєво знизити рівень шумів на реконструйованих зображеннях. Але при їх використанні реконструкція відбувається більш повільно, для їх реалізації потрібна потужніша комп'ютерна техніка. Нині існує тенденція до широкого застосування ітеративних алгоритмів. Безпосередньо у процесі реконструкції вводяться поправки на атенюацію (ослаблення) та на комптонівське розсіювання.

Роль ОФЕКТ в онкології

Особливо великого значення набула ОФЕКТ в онкології — у діагностиці як первинних пухлин, так і їх регіонарних та віддалених метастазів [3–5]. Та це і зрозуміло — на серіях зрізів у різних площинах можна виявити патологічні процеси в органах раніше і менших розмірів, ніж на планарних сцинтиграмах, а також краще оцінити динаміку процесу під час лікування.

У нейрохірургічній клініці, незважаючи на широке застосування КТ та магнітно-резонансної томографії (МРТ), радіонуклідні методи дослідження не втратили свого значення. Планарна сцинтиграфія — високоефективний метод діагностики пухлин мозку, якщо їх розмір перевищує 3 см. Томографічна техніка дозволяє виключити маскуючий вплив структур, що містять радіоіндикатор, підвищити контрастність зображення та вірогідність виявлення ділянок мозку з різним нагромадженням РФП, а значить, і точність діагностики. Завдяки ОФЕКТ, можна уточнити локалізацію осередку, його відношення до прилеглих кісткових структур, синусів твердої мозкової оболонки. Для візуалізації пухлин головного мозку використовують ^{99m}Tc -пертехнетат, ^{201}Tl -хлорид, ^{123}I -альфа-метил-тирозин (ІМТ), ^{99m}Tc (V)DMSA, ^{99m}Tc -MIBI та ін РФП. Велике значення ОФЕКТ має для контролю

за ефективністю променевої терапії пухлин мозку. ^{123}I -epiderpride — вискоефективний ліганд для візуалізації за допомогою ОФЕКТ аденом гіпофіза.

Для діагностики пухлин щитоподібної залози останнім часом усе частіше застосовують ОФЕКТ туморотропними радіофармацевтичними препаратами. Дослідження з $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI має велике значення у діагностиці рецидивів, регіонарних і віддалених метастазів раку щитоподібної залози у тому разі, якщо вони не нагромаджують Na^{131}I . Цей метод рекомендується застосовувати у хворих із негативними результатами дослідження з Na^{131}I . Для диференційної діагностики метастазів і лімфаденітів може бути використаний ОФЕКТ з $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI, специфічність методу — 100 %.

Актуальною залишається проблема діагностики меланом, особливо меланоми ока. Застосовують для цього ОФЕКТ з $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (V)DMSA, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -глютатіоном, ^{123}I -IDAV. Із ^{123}I -IDAV цей метод має високу чутливість і специфічність. Крім того, сканування всього тіла з цим агентом дає змогу виявити можливі віддалені метастази.

Велика роль ОФЕКТ у діагностиці пухлин лор-органів, особливо носоглотки. Для цього використовують РФП: $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -тетрафосмін, ^{201}Tl -хлорид. Відзначається висока чутливість ОФЕКТ у діагностиці первинних пухлин. Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія має велике значення у діагностиці регіонарних і віддалених метастазів пухлин носоглотки, у диференційній діагностиці онкологічних і запальних процесів у лімфатичних вузлах. Для оцінки ефективності лікування пухлин носоглотки може бути тестом ОФЕКТ з $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI. На коронарних зрізах вибирають зони інтересу і розраховують відношення пухлина — здорова тканина. При ефективному лікуванні це відношення знижується до 1. В оцінці ефективності

лікування МРТ і КТ поступаються ОФЕКТ.

При діагностиці пухлин легенів і диференційній діагностиці між доброякісними та злоякісними пухлинами як туморотропні агенти найчастіше використовують ^{201}Tl -хлорид, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -тетрафосмін, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -(V)DMSA. У деяких хворих за допомогою ОФЕКТ з цими препаратами діагностують рецидиви, які не виявила КТ.

У хворих на рак легенів ОФЕКТ чутлива у діагностиці пухлинного ураження лімфовузлів середостіння. При раку легенів відзначається порушення перфузії. Завдяки ОФЕКТ з $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -ММА, уточнюються локалізація та об'єм ураження. Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія з ^{67}Ga -цитратом — вискоефективний метод діагностики уражень лімфовузлів середостіння при лімфогрануломатозі.

Незважаючи на те, що пухлини молочної залози належать до пухлин візуальних локалізацій і існує багато діагностичних методів, все ще трапляється немало помилок. Зараз вивчаються діагностичні можливості ОФЕКТ з $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -тетрафосміном, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (V)DMSA та іншими РФП у діагностиці пухлин молочної залози та регіонарних метастазів. Чутливість ОФЕКТ у діагностиці пухлин молочної залози досягає 90 %, а в діагностиці аксиллярних метастазів — у межах 80 %. При дослідженні з $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI навіть незначна екстравазація РФП може стати причиною хибнопозитивних висновків унаслідок потрапляння препарату в лімфатичні колектори верхньої кінцівки та симуляції осередків гіперфіксації. Одним з діагностичних методів у пацієнток, у яких мамографічно чи сонографічно є підозра на злоякісну пухлину, може бути ОФЕКТ.

Можливості ОФЕКТ у діагностиці первинних пухлин печінки та її метастатичного ураження вивчалися багатьма дослідниками. При дослідженні

печінки з радіоколоїдами пухлини та метастази візуалізуються як осередки зі зниженим включенням РФП із нечіткими контурами на серії томографічних зрізів. Нечіткість меж між нормальною й ураженою тканинами печінки пояснюється як обмеженою розрізнявальною здатністю апаратури, так і дихальними екскурсіями печінки, що значно впливає на якість зображення. Труднощі в інтерпретації томограм виникають при розташуванні об'ємних утворень у ділянці воріт печінки, при розширених жовчних протоках, атиповому розташуванні жовчного міхура, при крайовому розташуванні новоутворення, яке імітує нерівність контурів печінки. Чутливість ОФЕКТ на 15–20 % вище планарної сцинтиграфії у діагностиці як вогнищевих, так і дифузних захворювань печінки. Найбільше значення має ОФЕКТ у виявленні осередків невеликих розмірів, а також вогнищ, що локалізуються у глибині правої частки. Чутливість КТ у діагностиці вогнищевих уражень печінки значно вища, ніж ОФЕКТ, але ОФЕКТ більш чутлива і специфічна у діагностиці дифузних захворювань. Проте якщо коефіцієнт абсорбції пухлини за шкалою Hounsfield незначно відрізняється від коефіцієнта неуразеної тканини, у постановці правильного діагнозу допомагає ОФЕКТ, яка також має велике значення у діагностиці гемангіом печінки. При проведенні ОФЕКТ з еритроцитами, міченими технецієм, у хворих на гемангіому візуалізуються фокуси з високою активністю.

Висока ефективність остеосцинтиграфії у діагностиці первинних і вторинних кісткових пухлин загальновідома. При діагностиці метастатичного ураження скелета ОФЕКТ доповнює результати планарної сцинтиграфії, особливо у виявленні метастатичного ураження кісток таза, черепа. Згідно з результатами власних досліджень, чутливість ОФЕКТ на 10 % пере-

вищує відповідний показник остеосцинтиграфії і на 30 % — рентгенографії.

Останнім часом все більше уваги приділяється імуносцинтиграфії та ОФЕКТ з моноклональними антитілами. Використовують моноклональні антитіла, мічені ^{123}I , ^{131}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{111}In . Досить вірогідні результати, одержані щодо виявлення та оцінки розповсюдження пухлинного процесу, а саме: пухлин голови та шиї, меланоми, особливо внутрішньоочної, раку молочної залози (моноклональні антитіла до рецепторів самостатину), недрібноклітинного раку легенів, раку підшлункової залози, раку товстої та прямої кишок, неходжкінських лімфом, раку яєчників, раку передміхурової залози. Так, завдяки ОФЕКТ з моноклональними антитілами чутливість діагностики раку товстої кишки збільшилася до 85–90 %, а меланоми та її метастазів у кістки та лімфатичні вузли — до 90–96 %. Проте позитивна діагнос-

тика різноманітних пухлин черевної порожнини із застосуванням найбільш специфічних моноклональних антитіл спостерігається переважно у тих хворих, у яких підвищена концентрація у сироватці крові відповідних антигенів-маркерів, а за їх субнормальних рівнів спостерігається багато хибнонегативних результатів. Описані випадки виявлення при імуносцинтиграфії пухлин, які не діагностувались іншими методами, у тому числі й такими сучасними, як комп'ютерна та магнітно-резонансна томографія, іноді за рік до підтвердження останніми.

Таким чином, ОФЕКТ — високоефективний метод діагностики первинних пухлин, регіонарних та віддалених метастазів. Метод має велике значення для ранньої діагностики онкозахворювань, для контролю за ефективністю проведеного лікування. Слід відзначити, що Україна — єдина серед країн СНД та одна з небагатьох країн світу, яка розробила кілька

моделей однофотонних емісійних комп'ютерних томографів та організувала їх серійне виробництво. Необхідний подальший пошук високоефективних туморотропних РФП, технічне удосконалення існуючої апаратури та широке впровадження ОФЕКТ у клінічну практику.

ЛІТЕРАТУРА

1. Щербина О. В. Современные методы лучевой диагностики — однофотонная эмиссионная компьютерная томография и позитронная эмиссионная томография / О. В. Щербина // Международный медицинский журнал. — 2007. — Т. 13, № 1. — С. 108-116.
2. Радионуклидная диагностика / под ред. Ю. Б. Лишманова, В. И. Чернова. — Томск : СГТ, 2004. — 394 с.
3. Мечев Д. С. Радионуклидная диагностика в онкологии / Д. С. Мечев, О. В. Щербина // Радиологический вестник. — 2009. — № 1. — С. 8-11.
4. *Clinical Nuclear Medicine* / eds. G. Cook, M. Maisey, K. Britton, V. Chengazy. — London: Hodder Arnold, 2006. — 915 p.
5. *Nuclear Oncology: diagnosis and therapy* / eds. I. Khalkhaly, J. Maublant, S. Goldsmith. — Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2001. — 563 p.

УДК 616-073.916

О. В. Щербина

ОДНОФОТОННА ЕМІСІЙНА КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ: ТЕОРЕТИЧНІ АСПЕКТИ І РОЛЬ В ОНКОЛОГІЇ

Розглянуто теоретичні основи сучасного методу променевої діагностики — однофотонної емісійної комп'ютерної томографії (ОФЕКТ). Описано роль ОФЕКТ в онкології.

Ключові слова: однофотонна емісійна комп'ютерна томографія, рак, метастази, радіофармпрепарати.

UDC 616-073.916

O. V. Shcherbina

SINGLE-PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY: THEORETICAL ASPECTS AND APPLICATIONS IN ONCOLOGY

The theoretical bases of modern method of radiodiagnosis — single-photon emission computed tomography (SPECT) are considered. The role of SPECT is described in oncology.

Key words: single-photon emission computed tomography, cancer, metastases, radiotracers.