

УДК 616-073.916

СУЧАСНИЙ МЕТОД РАДІОНУКЛІДНОЇ ДІАГНОСТИКИ – ОДНОФОТОННА ЕМІСІЙНА КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ

О.В. Щербіна, доктор медичних наук, професор, професор кафедри радіології Національної медичної академії післядипломної освіти ім. П.Л.Шупика

В.О. Мурашко, кандидат медичних наук, доцент, доцент кафедри радіології Національної медичної академії післядипломної освіти ім. П.Л.Шупика

Резюме. В роботі описано основи, принцип сучасного методу променевої діагностики – однофотонної емісійної комп'ютерної томографії. Наведено параметри збору інформації, алгоритми реконструкції зображень. Вказано перспективи розвитку методу.

Ключові слова: однофотонна емісійна комп'ютерна томографія, параметри, алгоритми.

Вступ. В останній час інтенсивно розвиваються томографічні методи клінічної діагностики. Серед них важливе місце займають методи емісійної комп'ютерної томографії – однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЕКТ) та позитронна емісійна томографія (ПЕТ) [1, 4]. Теоретичні основи реконструкції тривимірних зображень за сукупністю двовимірних проекцій розробив ще в 1917 році австрійський математик J.Radon. Але J.Radon 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 опромінення досліджують структурно-морфологічні, анатомічні зміни органа; при ОФЕКТ за допомогою введених в організм радіофармпрепаратів (РФП) вивчають насамперед функціональний стан органів та систем, виявляють фізіологічні порушення в організмі та ранні патологічні зміни в ньому [2, 3].

При планарній сцинтиграфії зображення представляє собою двовимірну проекцію тривимірного розподілу радіонукліда в організмі. Зображення розподілу РФП в різних шарах, паралельних вхідній поверхні коліматора, нашаровуються один на одного, погіршуючи контрастність зображення. Спостерігається маскуючий ефект структур, що накопичують відповідний радіофармпрепарат. ОФЕКТ дозволяє одержати пошаровий розподіл радіофармпрепарату в тканинах організму, який не враховує внесок радіоактивності від вище – та нижчерозташованих шарів досліджуваного органа. Завдяки цьому покращується контрастність зображення, більш надійно виявляються осередки з аномальним накопиченням РФП («холодні» та «гарячі» вогнища).

Матеріали та методи дослідження. Ми розглянули будову однофотонного емісійного комп'ютерного томографа, принцип методу, оптимізацію процесу збору та обробки інформації, параметри збору інформації, фактори, що впливають на якість зображення. Навели алгоритми реконструкції зображень.

Результати дослідження та їх обговорення. Однофотонні емісійні комп'ютерні томографи – універсальні прилади ядерної

медицини, які працюють в 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.

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

1. Одна або кілька (2 – 3) детектуючих головок (син.: блок детектування). В складі детектуючої головки – коліматор, сцинтиляційний детектор з NaI(Tl) товщиною найчастіше 3/8” (9,3 см), світлопровід, блок фотоелектронних помножувачів, схема формування координатних та енергетичного сигналів. Детектуюча головка зовні покрита свинцевим захистом від потрапляння на детектор гамма-квантів, окрім отворів коліматора. В 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). В 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 однофотонної емісійної комп'ютерної томографії полягає в одержанні серії сцинтиграм при програмно-керованому обертанні одного або кількох детекторів томографа навкруги поздовжньої вісі 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 та навскісних зрізів [5].

Оптимізація процесу збору та обробки інформації

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

1. Детектуюча система повинна мати високу стабільність, однорідність та просторову лінійність поля. Наявність мікропроцесорів, які в реальному масштабі часу проводять автопідстроювання параметрів, зводить до мінімуму вплив артефактів.

2. Іншою важливою вимогою є якість штативно-поворотного устрою та ложа для пацієнта. В сучасних томографах в конструкції передбачені мікропроцесорні контролери керування лінійним та кутовим переміщенням детекторів. Томографічне ложе – консольного типу виготовляють переважно з карбоноволокнистих пластмас, які мають велику міцність і при цьому поглинання в них випромінювання технецію не перевищує 7 – 8%.

3. Система повинна мати сучасний потужний комп'ютер з програмами контролю якості, програмами реконструкції та обробки і відображення інформації.

При проведенні збору інформації враховують наступні параметри:

1. Активність РФП, що вводиться пацієнту.

Чим більшу активність РФП введено хворому, тим менший час дослідження і вища статистична достовірність 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 при необхідності виконати томографічне дослідження без додаткового введення препарату.

Крім того, активність, що вводиться пацієнту, залежить від розмірності матриці збору та відображення інформації: при збільшенні розмірності матриці збільшується активність для забезпечення прийнятної часу дослідження і статистичної достовірності інформації.

2. Розмірність матриці збору інформації розраховується як відношення розміру детектора до розміру пікселя. В 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 достовірність інформації);

збільшується час реконструкції зрізів;

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

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

Тому матрицю розмірності 128*128 пікселів використовують переважно при роботі на двох- або трьохдетекторних томографах, оснащених сучасними комп'ютерами.

3. Число проекцій зображення.

В ідеалі відстань, яку проходить детектор томографа між проекціями, дорівнює величині розміру матричного пікселя. Тому число 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. В 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 має місце «ефект зірки».

4. Час реєстрації однієї проекції.

Зі збільшенням часу реєстрації покращується статистична достовірність інформації. При роботі на однодетекторному томографі (при зборі на матрицю 64*64 пікселя) бажано, щоб час збору однієї проекції не перевищував 30

секунд – з розрахунку, що час збору всієї інформації не перевищить 30-40 хвилин 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 одержання якісного зображення радіус ротації має бути мінімальним. Розрізнення підвищується при русі детектора томографа по еліптичній або контурно-адаптованій орбіті.

Еліптична орбіта запропонована у 1982 році, при її застосування розрізнявальна здатність в центральній частині зображення підвищується на 20%. При контурно-адаптованій орбіті застосовують інфрачервону систему відслідковування контурів пацієнта. Завдяки мінімальній відстані між пацієнтом та детектором при застосуванні цієї орбіти найбільш високі показники розрізнявальної здатності та контрастності при виявленні осередків з аномальним накопиченням РФП.

6. Діапазон кутів реєстрації.

Найчастіше проводять збір інформації за повний оберт детектора навкруги поздовжньої вісі пацієнта; при дослідженні серця збір інформації проводять при обертанні детектора на кут 180 градусів.

7. Режим збору інформації.

Розрізняють два режими збору інформації: безперервний;

кроковий (режим step-shoot).

При безперервному режимі збору детектор рухається безперервно по заданій орбіті навкруги поздовжньої вісі тіла пацієнта, збираючи дані в режимі ротації. Потім дані обробляються за допомогою комп'ютера з отриманням заданої кількості проекцій.

При кроковому режимі після закінчення збору проекції детектор здійснює поворот на певний кут і проводиться збір наступної проекції. Цей процес повторюється до тих пір, поки не буде пройдено всю траєкторію.

При безперервному режимі збору інформації вище чутливість, але гірша розрізняльна здатність, особливо при малій кількості проєкцій. При великій кількості проєкцій «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 проєкціями, який в ці проміжки часу не збирає діагностичну інформацію. Але при цьому режимі при зборі 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. Для уникнення цих артефактів застосовують мікропроцесорну систему корекції неоднорідності, а також створюють матрицю корекції неоднорідності з радіонуклідом, що відповідає дослідженню. В процесі реконструкції корекції підлягає кожна проєкція, отримана на етапі збору.

2. Положення центру ротації системи.

При виникненні дрейфу центру ротації відбувається розмазування зображення. При перевірці координати точкового джерела повинні співпадати 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 зборі інформації в реальному масштабі часу.

3. Товщина зрізів.

Збільшення товщини зрізів, вираженої в пікселях, призводить до покращення статистичних характеристик зображення.

Проте, це призводить до втрати просторового розрізнення і чутливості при виявленні невеликих неоднорідностей.

4. Ослаблення (аттенюація) випромінювання.

При проходженні фотонів через 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 підхода.

Перший підхід. Досліджуваний об'єкт представляється моделлю однорідного поглинаючого середовища і вводиться відповідна функція ослаблення випромінювання в процедури пре- або постреконструкційної обробки або безпосередньо в алгоритм реконструкції. Поправочний коефіцієнт враховують або до початку реконструкції – метод Sorenson'a, або після реконструкції зображень – метод Chang'a (використовується частіше). Існує тенденція до включення поправки на аттенюацію 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 в процесі реконструкції зображень. Інформацію про розсіювання вводять у вигляді відповідної математичної моделі безпосередньо в ітеративний алгоритм реконструкції.

6. Алгоритми реконструкції зображень.

Якість зображення в великій мірі 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 по Фур'є.

До другої групи належать:

Традиційні алгоритми:

алгебраїчний метод відновлення (ART);

метод одночасного ітеративного відновлення (SIRT);

ітеративний метод найменших квадратів (ILST).

Сучасні алгоритми:

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

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

ітеративна сегментована реконструкція з корекцією ослаблення (IRSAC) та інші.

Зараз бурхливо розвиваються технології комп'ютерного суміщення мультимодальних зображень, мета якого – забезпечення достовірного анатомічного прив'язування фізіологічних даних шляхом просторової підгонки структурно-анатомічних КТ-зображень з високим розрізненням до функціональних ОФЕКТ- та ПЕТ-зображень з нижчим розрізненням.

Створюються комбіновані (гібридні) апарати, що являють собою комбінацію ОФЕКТ та КТ. Комбіновані системи Precedence (Philips), Infinia Hawkeye (General Electric) та інші представляють собою комбінацію однофотонного емісійного комп'ютерного томографа та рентгенівського комп'ютерного томографа. При дослідженні хворих на фоні анатомічних структур одержують ОФЕКТ-образи. В комбінованих системах застосовують мультизрізові спіральні комп'ютерні томографи, які дозволяють за короткий проміжок часу одержати максимум діагностичної інформації, знизити дихальні артефакти та візуалізувати структуру органів на піковому підсиленні після внутрішньовенного контрастування.

При роботі на комбінованих апаратах ОФЕКТ-КТ спочатку виконують КТ відповідної області. Після проведення КТ-дослідження проводиться збір інформації в оптимальний часовий проміжок після введення відповідного РФП. Проводиться реконструкція КТ- та ОФЕКТ-зображень. Реконструкція образів проводиться з використанням алгоритму зворотнього проєціювання з фільтрацією або ітеративних алгоритмів. В подальшому КТ та ОФЕКТ-зображення відправляються на додаткову робочу станцію, де проводиться їх суміщення. При проведенні ОФЕКТ-реконструкції КТ-трансмійна інформація використовується для корекції емісійної інформації, зокрема для проведення поправок на аттенюацію. Аналіз КТ проводять як візуально, так і з виміром сенситометричних показників за шкалою Хаунсфільда. Оцінка ОФЕКТ здійснюється візуальними та напівкількісними методами (розрахунок накопичення РФП у вогнищах). Візуальну оцінку ОФЕКТ-даних проводять з використанням як чорно-білої, так і кольорових палітр; при цьому визначають інтенсивність накопичення РФП в осередках, їх локалізацію, контури та розміри.

В клінічній практиці при застосуванні комбінованих апаратів ОФЕКТ-КТ покращується точність діагностики, особливо при застосуванні високоспецифічних радіофармпрепаратів, коли відсутня візуалізація навколишніх анатомічних структур. При застосуванні комбінованих апаратів можна з більшою достовірністю провести контроль за ефективністю проведеного лікування, тому що лікар отримує як морфологічну, так і функціональну інформацію про стан регресії пухлини та метастазів. Реконструйовані дані ОФЕКТ-КТ можуть використовуватися при плануванні променевої терапії (топометрична підготовка пацієнтів).

Висновки

Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія – сучасний високоінформативний метод радіонуклідної діагностики. Дозволяє проводити ранню діагностику захворювань на

функціональному рівні. При застосуванні комбінованих апаратів ОФЕКТ-КТ лікар одержує комплексну інформацію про стан

досліджуваних органів та систем людини, завдяки чому підвищується точність діагностики.

Література

1. Замятін С.С., Щербіна О.В. Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія: теоретичні основи та застосування в онкології // Елементарні процеси в атомних системах: Збірник наукових праць / За ред. А.М. Завілопуло. – Ужгород, 1998. – С. 68 – 76.

2. Мечев Д.С., Щербіна О.В. Ядерно-медична апаратура: однофотонні емісійні комп'ютерні томографи // Радіологічний вісник. – 2007. – №2. – С. 11 – 13.

3. Щербина О.В. Однофотонная эмиссионная компьютерная томография – современный метод лучевой диагностики. // Электроника и связь. – 2006. – №5. – С. 79 – 85.

4. Clinical Nuclear Medicine. Eds. G. Cook, M. Maisey, K. Britton, V. Chengazy. London: Hodder Arnold, 2006. 915 p.

5. English R. SPECT: single-photon emission computed tomography: a primer. – 3 rd ed. – New York, 1995. – 223 p.

Науковий рецензент доктор медичних наук, професор Бабкіна Т.М.