

ЛЕКЦІЯ

Д.С. Мечев,
О.В. Щербіна

*Київська медична академія
післядипломної освіти
ім. П.Л. Шупика*

Позитронна емісійна томографія — сучасний метод променевої діагностики

Positron emission tomography: a modern radiodiagnosis technique

Останні десятиріччя характеризуються інтенсивним розвитком томографічних методів клінічної діагностики. Серед них важливе місце посідають методи емісійної комп'ютерної томографії — однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЕКТ) та позитронна емісійна томографія (ПЕТ).

Теоретичні основи реконструкції тривимірних зображень за сукупністю двовимірних проєкцій розробив ще в 1917 р. австрійський математик J.Radon. Але він запропонував не ефективний алгоритм реконструкції зображень, а лише формулу, що визначає зображення за його лінійними інтегралами. Важливим стимулом для розвитку ПЕТ стало успішне впровадження у медичну практику в 1972 р. рентгенівської комп'ютерної томографії (КТ). Ідея створення позитронних емісійних томографів виникла майже водночас із ідеєю створення рентгенівських комп'ютерних томографів, однак темпи реалізації останньої виявились повільнішими. Справа в тому, що при проведенні позитронної емісійної томографії використовують короткоживучі та ультракороткоживучі радіонукліди, які неможливо транспортувати на великі відстані. Безпосередньо в медичному закладі необхідно встановлювати міні-циклотрон та обладнувати радіохемічну лінію для отримання й виділення необхідних для досліджень позитроновипромінюючих радіонуклідів та синтезу на їх основі необхідних для дослідження радіофармпрепаратів (РФП). Лише після того, як було організовано виробництво циклотронів і генераторів для одержання коротко- та ультракороткоживучих позитроновипроміню-

ючих радіонуклідів, було створено базу для широкого клінічного застосування позитронних емісійних томографів у економічно розвинутих країнах.

Позитронна емісійна комп'ютерна томографія за клініко-діагностичними завданнями принципово відрізняється від рентгенівської комп'ютерної томографії. При рентгенівській КТ за допомогою зовнішнього опромінювання досліджують структурно-морфологічні, анатомічні зміни органа; при ПЕТ за допомогою введених в організм радіофармпрепаратів вивчають не тільки структурно-морфологічні зміни, а насамперед функціональний стан органів та систем, виявляють фізіологічні порушення та ранні патологічні зміни в організмі. Позитронна емісійна томографія виявляє функціональні порушення, що, як правило, передують морфологічним змінам. Завдяки цьому поліпшується рання діагностика захворювань, а відтак і результати лікування.

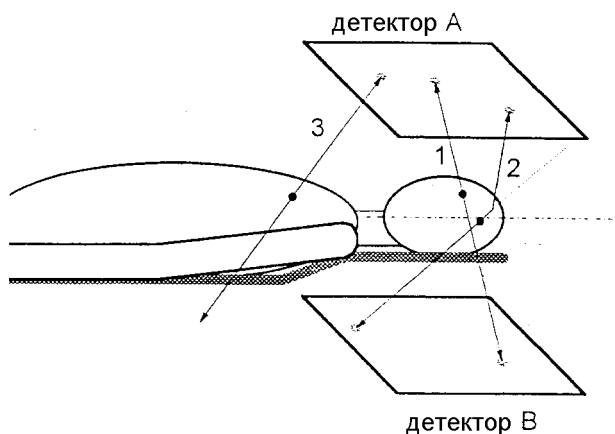
Основним аргументом на користь застосування ультракороткоживучих радіонуклідів, а отже, й застосування ПЕТ, є та обставина, що позитроновипромінюючі радіонукліди беруть найактивнішу участь у більшості біологічних процесів *in vivo*. Радіофармпрепарат, мічений позитроновипромінюючим радіонуклідом, що вибраний з низки «фізіологічних» ізотопів, може бути метаболічним субстратом або однією з життєво важливих у біологічному відношенні молекул. Придатними для ПЕТ є такі радіонукліди, як фтор-18, кисень-15, вуглець-11, азот-13, рубідій-82, галій-68 та ін. Найчастіше використовують радіофармпрепарат ^{18}F -фтордезоксиглюкозу (^{18}F -ФДГ). Він

зручний як з точки зору задач, що розв'язуються ПЕТ з використанням цього препарату, так і з точки зору зручного періоду піврозпаду (110 хвилин). Цей РФП можна синтезувати в центрі з медичним циклотроном, а потім транспортувати до близько розташованих клінік, де циклотрон відсутній, але є позитронні емісійні томографи. Це так звана «сателітна схема» роботи ПЕТ-центрів. Завдяки їй позитронна емісійна томографія стає доступнішою та економічнішою.

Найбільше значення ПЕТ має в онкології (75 % всіх досліджень), кардіології, неврології та нейрохірургії. Згідно з міжнародними стандартами, потреба в позитронних емісійних томографах — 0,2–0,4 на 1 млн населення. Для України вона становить 10–20 томографів.

Принцип методу

Метод позитронної емісійної томографії базується на використанні властивості ядерної нестабільності ізотопів із надлишком протонів. При переході ядра в стабільний стан воно випромінює позитрон, пробіг якого закінчується зіткненням з орбітальним електроном та анігіляцією, внаслідок якої виникають два гамма-кванти, що рухаються в діаметрально протилежних напрямках та мають енергію 511 кеВ. Гамма-кванти можна зареєструвати за допомогою системи детекторів. Якщо два діаметрально протилежні детектори одночасно зареєструють сигнал, то можна стверджувати, що точка анігіляції знаходиться на лінії, яка



Принцип методу позитронної емісійної томографії: 1 — нерозсіяні анігіляційні гамма-кванти; 2 — розсіяний фотон; 3 — взаємодія з детектором тільки одного фотона

з'єднує детектори, що видно з рисунка. Підключивши детектори до електронної схеми збігів, яка спрацьовує тільки при появі сигналів від обох детекторів, можна зафіксувати положення цієї лінії. Для визначення координат позитронівипромінюючого джерела коліматори не потрібні. Ця властивість ПЕТ одержала назву «електронної колімації». Завдяки їй чутливість ПЕТ на 1–2 порядки вища, ніж ОФЕКТ. Такий виграв у чутливості дозволяє домогтися більшої статистичної вірогідності при реконструкції зображень.

Чутливість та розрізнявальна спроможність позитронного емісійного томографа

Основні параметри, що визначають якість позитронного емісійного томографа, — чутливість та розрізнявальна спроможність. Висока чутливість має велике значення для досягнення вищого співвідношення сигнал/шум. Якість зображень і реконструйованих образів у ПЕТ значною мірою залежить від числа зареєстрованих імпульсів за одиницю часу (досягнення потрібної статистичної вірогідності діагностичної інформації).

У ПЕТ чутливість і розрізнявальна спроможність залежать від двох конструктивних факторів — ефективності детекторів та схеми їх компонування. Крім того, розрізнення лімітують два фізичні фактори:

довжина вільного пробігу позитрона до зіткнення з електроном є випадковою величиною. Середня довжина пробігу для різних елементів коливається в межах кількох міліметрів. Тому навіть при абсолютно точному вимірюванні координат анігіляції положення точки, з якої вилетів позитрон, можна визначити з похибкою, що дорівнює середній довжині вільного пробігу позитрона;

неколінеарність траєкторії (відхилення від кута 180°) анігіляційних фотонів зумовлена залишковою кінетичною енергією позитрона в момент зіткнення з електроном.

Факторами, що лімітують розрізнення позитронних емісійних томографів, є також шуми, викликані випадковими збігами та розсіяним випроміненням. Тому однією з основних задач розробки ПЕТ-систем є досягнення

максимальної чутливості до істинних збігів і зменшення до мінімуму кількості випадкових збігів та розсіяних гамма-квантів, зареєстрованих при даних умовах візуалізації.

Випадкові збіги

Коли на один із детекторів потрапляє гамма-квант, виникає строб-імпульс, який відкриває електронний канал на час τ (тривалість — 4–10 нс). Якщо за цей період протилежний детектор також зареєструє гамма-квант, це означатиме факт збігу подій. Випадкові збіги виникають, якщо два гамма-кванти від різних анігіляцій реєструються в межах проміжку, прийнятого за інтервал збігу. Реєстрація тільки одного гамма-кванта відбувається при низькій квантовій ефективності детектора (один із гамма-квантів проходить через детектор без взаємодії і не реєструється) і у випадку, коли анігіляція знаходиться в полі зору лише одного детектора. Якщо два подібні акти анігіляції реєструються двома різними детекторами протягом часу τ , то відрізнити їх від істинного збігу вже неможливо. В цьому випадку лінія, що з'єднує два детектори, не відповідає істинній анігіляції і дає внесок у шумову складову.

Кількість випадкових збігів пропорційна квадрату швидкості рахунку, ширині інтервалу збігів, кількості детекторів, що працюють на збіг із даним детектором.

Рівень шумів, викликаних випадковими збігами, можна зменшити, застосовуючи конструктивні рішення і програмні методи. Оскільки частку випадкових збігів неможливо зменшити до нуля (її типове значення $<25\%$), випадкові збіги для кожної пари детекторів вимірюють у процесі реєстрації даних (протягом другого, затриманого строб-імпульсу). При вимірюваннях із затриманим включенням схеми збігів істинні збіги відсутні, а випадкові мають ту саму ймовірність, що і без затримки збігів. Перед реконструкцією зображень проводять субтракцію випадкових збігів з одержаної раніше діагностичної інформації.

Розсіяне (комптонівське) випромінювання

Комптонівське розсіювання «розмиває» зображення, погіршує просторове розрізнен-

ня, контрастність, точність кількісного картування розподілу РФП. Збіг розсіяних гамма-квантів виникає в тому випадку, коли один або обидва гамма-кванти зазнають розсіювання в об'єкті та реєструються за методом збігів. При цьому лінія, що з'єднує детектори, не проходить через точку анігіляції. Метод дискримінації за енергією в даному випадку не зовсім ефективний при відсіканні розсіяних квантів з енергією 511 кеВ, оскільки зміни кута розсіювання на 30° відповідає зміна енергії всього на 60 кеВ, що менше величини розрізнення за енергією для більшості сцинтиляційних детекторів, які працюють у цьому діапазоні енергій. Оскільки кут комптонівського розсіювання малий, точки збігів, викликаних розсіяним випромінюванням, концентруються поблизу їх істинного положення. Кількість збігів, викликаних розсіяним випромінюванням, пропорційна квадрату швидкості лічби.

Корекцію розсіювання проводять у процесі реконструкції зображень. Виконують попередню оцінку внеску комптонівського розсіювання за допомогою фантомних вимірювань лінійного джерела в розсіюючому середовищі та без нього. Потім здійснюють його попіксельне віднімання із зареєстрованого зображення. Інший підхід у вирішенні цієї проблеми базується на введенні (безпосередньо в алгоритм реконструкції) інформації про розсіювання у вигляді відповідної математичної моделі.

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:

1. Досліджуваний об'єкт представляють моделлю однорідного поглинального середовища і вводять відповідну функцію ослаблення випромінювання безпосередньо в алгоритм реконструкції або в процедури пре- чи постреконструкційної обробки.

2. Проводять трансмісійні вимірювання з метою картування розподілу неоднорідності ослаблення в ділянці тіла, що візуалізується

шляхом емісійних вимірювань. Використовуючи результати трансмісійних вимірювань, вносять відповідні поправки.

Для поліпшення розрізняювальної спроможності ПЕТ-системи вводять поправки на пробіг позитрона від місця емісії до місця анігіляції. Проводять постреконструктивну або передреконтруктивну реставрацію зображень з урахуванням інваріантності функції розподілу пробігу позитронів. Цю поправку можна не вводити при роботі з ^{18}F (довжина вільного пробігу позитрона мала), але вона важлива при застосуванні позитроновипромінюючих радіонуклідів ^{68}Ga та ^{82}Rb , які мають великий пробіг позитрона в тканинах.

Серед інших треба відзначити поправки на неколінеарність траєкторії анігіляційних гамма-квантів та на радіоактивний розпад ультракороткоживучих радіонуклідів.

Детектори

Детектори, що застосовуються в позитронній емісійній томографії, повинні мати високу ефективність детектування анігіляційних гамма-квантів і малий час висвічування сцинтиляції. В перших томографах застосовували традиційні сцинтиляційні кристали $\text{NaI}(\text{Tl})$. Але ці сцинтилятори мають ряд недоліків: гігроскопічність, порівняно низьку ефективність реєстрації анігіляційних гамма-квантів та високий рівень розсіяного випромінювання.

Тому в 1977 р. запропоновано застосовувати в позитронних емісійних томографах як детектор вісмуту германат ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$, скорочено BGO). У монокристалі BGO центрами сцинтиляції є іони Bi^{3+} , тому він не потребує активації, а також має високу густину ($7,13 \text{ г/см}^3$), що забезпечує високу чутливість BGO (приблизно в 3 рази вищу порівняно з $\text{NaI}(\text{Tl})$). Вісмуту германат не гігроскопічний, не потребує додаткової ізоляції від вологи, тому детектори можуть мати малі розміри і щільно розміщуватись один біля одного. Час висвічування сцинтиляції в цьому монокристалі — 300 нс, що робить його цілком придатним для застосування в ПЕТ. Недоліком монокристала BGO є нижчий світловихід (що не перевищує 20 %) порівняно з

детектором, виготовленим із $\text{NaI}(\text{Tl})$.

Детектори сучасних позитронних емісійних томографів побудовані з окремих детекторних блоків. Такий типовий сучасний блок складається з 64 кристалів BGO , з'єднаних із 4 фотоелектронними помножувачами. В одному з найсучасніших позитронних емісійних томографів ECAT EXACT HR^+ («Siemens») розмір одного детектора становить $4,05 \times 4,39 \text{ см}$ при товщині 3 см, яка забезпечує реєстрацію 95 % гамма-випромінювання з енергією 511 кеВ.

Фторид цезію (CsF) та фторид барію (BaF_2) мають дуже малий час висвічування сцинтиляції (відповідно 5 нс та 750 пс), що робить їх придатними як детектори в час-пролітних ПЕТ-системах.

Серед перспективних матеріалів для детектора позитронного емісійного томографа слід виділити лютецію ортосилікат (LSO). Його густина — $7,4 \text{ г/см}^3$, час висвічування сцинтиляції — 40 нс, світловихід — 75 % по відношенню до аналогічного параметра кристала $\text{NaI}(\text{Tl})$. Застосування LSO як детектора дозволить у 20 разів збільшити чутливість порівняно з BGO .

Схеми компонування детекторів

Розрізняють 3 схеми компонування детекторів:

1. Ротаційна схема (позитронні емісійні томографи першого покоління). В них 2 паралельні детектори (головки гамма-камери) обертаються на 180° відносно осі пацієнта. Позитронні емісійні томографи, побудовані на ротаційній схемі, є найпростішими та недорогими. Втім, оскільки час збирання інформації визначається тривалістю повороту системи на 180° , томографи не можуть реєструвати швидкоплинні процеси в організмі, що робить їх непридатними для динамічних досліджень. Порівняно із сучасними томографами вони мають нижчі чутливість і розрізняювальну спроможність.

2. Багатокутна схема (позитронні емісійні томографи другого покоління). В них 3 або 4 пари детекторів обертаються відповідно на 60° та 45° відносно осі пацієнта. Використовується схема збігу «кристал — кристал». Порівня-

но з томографами першого покоління позитронні емісійні томографи другого покоління мають вищу швидкість збирання інформації.

3. Одно- та багатокільцеві схеми (позитронні емісійні томографи третього покоління). Кільцева компоновка дозволяє збирати інформацію без механічного переміщення детекторів. Анігіляційне випромінення реєструється водночас по всьому колу. Томографи, побудовані за такими схемами, дозволяють проводити динамічні дослідження та позитронну емісійну томографію всього тіла, що особливо важливо в онкологічній практиці — для пошуку пухлин, їх регіонарних та віддалених метастазів.

Всі сучасні позитронні емісійні томографи побудовані на класичній багатокільцевій схемі. В системах використовують збіги не тільки між парами детекторів, розташованих на одному кільці, але й між детекторами, що належать сусіднім кільцям. При реєстрації збігів між детекторами сусідніх кілець чутливість томографа збільшується приблизно в 5 разів. Крім того, зростає співвідношення сигнал/шум, а також статистична вірогідність інформації. Це дає змогу зменшити час її реєстрації, що особливо важливо при дослідженні швидкоплинних процесів, а також зменшити активність РФП, уведених пацієнтові. Завдяки цьому зменшується променеве навантаження на нього, що особливо важливо при використанні ПЕТ у педіатричній практиці.

У томографі ЕСАТ ЕХАСТ HR⁺ («Siemens») 18432 детектори розміщені на трьох кільцях (діаметр кільця — 824 мм). Налічується кілька мільйонів ліній збігів. Аксиальне поле зору становить 155 мм. При реконструкції отримують 63 зрізи товщиною 2,46 мм.

Режими роботи позитронного емісійного томографа

Позитронний емісійний томограф може працювати в трьох режимах — динамічному, статичному, ПЕТ усього тіла.

У динамічному режимі збирання інформації розпочинають водночас із ін'єкцією РФП. На серії кадрів одержують зображення кров'яного пулу, динаміку накопичення радіофармпрепарату в тканинах організму. При

обробці інформації одержують графіки, що відображують концентрацію препарату, та показники, які характеризують біохімічні процеси в організмі. В онкологічній практиці отримують цінну інформацію про метаболізм виявленої пухлини, а також про його зміни в процесі проведення протипухлинної терапії.

Збирання інформації у статичному режимі проводять в часовому інтервалі, найбільш прийнятному для одержання якісних контрастних зображень. При використанні найбільш поширеного радіофармпрепарату ¹⁸F-ФДГ починають збирати інформацію через 1 годину після ін'єкції. Планарні проекції, одержані під різними кутами відносно поздовжньої осі тіла пацієнта, можна переглянути на екрані дисплея в режимі кіно. При цьому в багатьох випадках навіть без подальшої обробки можна виявити осередки аномального накопичення РФП та визначити їх топографію. Незважаючи на менший контраст порівняно з реконструйованими образами, ці зображення вільні від артефактів, що можуть виникнути в деяких випадках у процесі реконструкції. Для підвищення контрастності зображень, виявлення дрібних осередків аномального розподілу радіофармпрепарату за допомогою спеціальних алгоритмів за сукупністю двовимірних проекцій проводять реконструкцію аксіальних зрізів. За їх сукупністю виконують реконструкцію розподілу РФП у фронтальній та сагітальній площинах. Сучасні потужні комп'ютери з відповідним математичним забезпеченням здійснюють також побудову тривимірних зображень досліджуваного об'єкта.

Позитронно-емісійна томографія всього тіла — найбільш поширений режим дослідження в онкології. Зображення всього тіла одержують шляхом переміщення ложа з пацієнтом відносно нерухомих кільцевих детекторів. За такою методикою здійснюють пошук метастазів та діагностику системних захворювань. В онкологічній практиці найчастіше дослідження розпочинають з ПЕТ усього тіла (проводять у напрямку від нижніх кінцівок до голови). Вивчають одержане зображення і визначають ті ділянки тіла, де необхідно провести збирання інформації

в статичному режимі з вищою статистикою лічби для одержання якісних зрізів розподілу РФП.

Алгоритми реконструкції зображень

Великою мірою якість зображення залежить від алгоритму реконструкції. Такі алгоритми розподіляють на 2 великі групи: аналітичні та ітеративні (алгебраїчні).

Серед аналітичних алгоритмів найбільш поширений алгоритм зворотного проєціювання з фільтрацією.

До сучасних ітеративних алгоритмів належать алгоритми максимізації математичного очікування максимуму — правдоподібності (ML-EM) й упорядкованих підсистем проєкційних даних (OS-EM), а також ітеративна сегментована реконструкція з корекцією ослаблення (IRSAC) та ін.

Аналітичні алгоритми більш прості, при достатньо повних невикривлених вихідних даних вони працюють значно швидше, дають зображення високої якості. Їх недолік — виникнення артефактів у ділянках із низьким накопиченням РФП.

Алгоритм зворотного проєціювання дає розмиті зображення. Для ліквідації нерізкості в зображенні, що виникла в процесі зворотного проєціювання, призначені фільтри (фільтром називається добуток фур'є-образу ядра згортки на аподизувальну функцію). Операція розв'язання згортки називається фільтрацією. Аподизувальна функція (в гармонійному аналізі називається вікном) враховує апіорну інформацію та здійснює регуляцію некоректної задачі розв'язання згортки. Фільтри відрізняються в основному видом використаної аподизувальної функції. Використовують такі фільтри: Hanning, Hamming, Parzen, Ramp, Shepp-Logan, Butterworth та інші. В аналітичних алгоритмах дискретизацію проводять на кінцевій стадії при числовій реалізації алгоритму, одержаного в безперервній формі.

В ітеративних алгоритмах дискретизацію здійснюють із самого початку реконструкції і подальші операції виконують тільки в дискретній формі. Ітеративні методи реконструкції проводять апроксимацію об'єкта масивом комірок у вигляді квадратної матриці

з n рядків та n стовпчиків. 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 вводяться 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.

Технології ПЕТ-візуалізації з використанням планарних гамма-камер та однофотонних емісійних томографів

Позитронна емісійна томографія належить до найбільш дорогих досліджень у медичній практиці. Вартість одного дослідження становить у середньому 1000 євро. Тому актуальною є задача розробки таких методів і засобів візуалізації з позитроновипромінюючими радіонуклідами, які б мали істотно меншу вартість при збереженні високих діагностичних характеристик традиційної ПЕТ. Зараз відомі такі технології ПЕТ-візуалізації:

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

планарна сцинтиграфія на ододетекторних гамма-камерах за наявності спеціалізованих високоенергетичних коліматорів для випромінювання 511 кеВ;

ОФЕКТ на одно- та дводетекторних однофотонних емісійних томографах з високоенергетичними коліматорами;

ОФЕКТ на дводетекторних однофотонних емісійних томографах без коліматорів у режимі

збігів від обох детекторних головок, що водночас реєструють анігліяційні гамма-кванти.

Конвенційна ПЕТ є «золотим» стандартом при порівнянні з іншими технологіями ПЕТ-візуалізації, має найвищу чутливість і розрізнявальну спроможність.

Планарна сцинтиграфія на ододетекторних гамма-камерах з позитронівпромінюючими 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 із 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 томографів із високоенергетичними коліматорами низьке, приблизно вдвічі нижче, ніж при роботі з радіонуклідами, міченими технецієм. При фантомних дослідженнях 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.

Унаслідок меншої ефективності реєстрації фотонів високої енергії в матеріалі кристалів NaI (Tl) товщиною 3/8" (9,3 см), а також через меншу геометричну проникність високоенергетичних коліматорів порівняно з низькоенергетичними, чутливість цих систем низька, не перевищує 0,5–1 % по відношенню до конвенційного позитронного емісійного томографа. Чутливість можна підвищити в кілька разів, замінивши сцинтиляційний кристал товщиною 3/8" (9,3 см) 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 можли-

вості однофотонних емісійних томографів із високоенергетичними коліматорами зумовлюють їх обмежене застосування в клінічній практиці.

Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія без коліматорів у режимі збігів. Ця технологія знайшла ширше застосування в медичній практиці. Основна перевага таких апаратів — високе просторове розрізнення, але воно нижче, ніж у конвенційних позитронних емісійних томографів. Реальна чутливість на 1–2 порядки вища, ніж у однофотонних емісійних томографів із коліматорами, однак істотно нижча, ніж у типових позитронних томографів.

Важливою перевагою є значно менша вартість однофотонного емісійного томографа на збіг порівняно з конвенційним ПЕТ. При цьому модернізовані томографи, отримуючи можливість роботи з позитронівпромінюючими РФП, зберігають свою основну функцію — можливість роботи з позитронними випромінювачами. Ця технологія об'єднує переваги конвенційних однофотонних і позитронних томографів. Проте 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 людини; час інтегрування вихідних сигналів фотопомножувачів — порівняно великий; чутливість обмежена в основному допустимим значенням активності РФП, уведеного пацієнтові, та високим відсотком поглинання випромінення коліматором.

Вимоги до позитронних емісійних томографів: сцинтилятори — товщі (для підвищення чутливості); детектори розміщуються на фіксованій відстані один від одного (як правило, діаметр кільця 82,4 см); короткий час інтегрування сигналів для підвищення допустимого 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 та ПЕТ, а також у широкому впровадженні в ядерно-медичне

приладобудування новітніх розробок. Фірма «Marconi Medical Systems» розповсюдила технологію збігів на тридетекторну систему з великим сумарним полем зору (однофотонний емісійний комп'ютерний томограф IRIX). Ця технологія дозволила на 50 % збільшити швидкість лічби збігів на кристалах товщиною 3/4" (19 мм). Перспективним є застосування сендвіч-кристалів, які складаються з 2 різних сцинтиляторів, що знаходяться в оптичному контакті. Перший кристал (ближче до джерела випромінення) виготовляють з NaI (Tl) або ітрію ортосилікату (YSO). Він призначений для реєстрації гамма-квантів низьких енергій. В оптичному контакті з першим кристалом знаходиться сцинтилятор, виготовлений з лютецію ортосилікату (LSO). При роботі з ^{99m}Tc та іншими низькоенергетичними випромінювачами сцинтиляції відбуваються в кристалі NaI (Tl) чи YSO, а кристал LSO служить світлопроводом. При дослідженні з позитронівипромінюючими радіонуклідами реєстрація анігіляційного випромінення проходить в основному у кристалі LSO, який характеризується більшими значеннями густини та ефективного атомного номера порівняно з вищевказаними сцинтиляторами. Ці детектори мають перспективи для широкого застосування в клінічній практиці, бо дозволяють істотно підвищити чутливість томографів, які працюють у режимі збігів. Однак вони не можуть конкурувати з традиційними позитронними емісійними томографами щодо чутливості й розрізнявальної спроможності.

Зараз бурхливо розвиваються принципи, алгоритми та технології комп'ютерного суміщення мультимодальних зображень — зображень, одержаних різними методами променевої діагностики. Мета такого суміщення — забезпечення достовірного анатомічного прив'язування фізіологічних даних шляхом просторової підгонки структурно-анатомічних КТ- та МРТ-зображень із високим розрізненням до функціональних ПЕТ-зображень із нижчим розрізненням. Така підгонка найчастіше здійснюється за системою опорних точкових маркерів (які закріплюють на поверхні), що добре візуалізуються обома мето-

дами, з подальшим автоматизованим реформатуванням зображень. Підгонка може здійснюватися різними програмними засобами за системою внутрішніх опорних точок (власні анатомічні орієнтири). Створюються гібридні апарати, що являють собою комбінацію ПЕТ та КТ чи магнітнорезонансного томографа. Комбінована система «Biograph» («Siemens») являє собою комбінацію позитронного емісійного та рентгенівського комп'ютерного томографів; при дослідженні хворих на фоні анатомічних структур одержують ПЕТ-образи. Таким чином, лікар має комплексну інформацію про стан досліджуваних органів та систем людини, що дає можливість підвищити точність діагностики.

Література

1. Пилипенко М.І., Розенфельд Л.Г. // УРЖ. — 1999. — Т. VII, вип. 3. — С. 238–240.
2. Мечев Д.С., Щербіна О.В. // Мед. реф. журн. — 2000. — № 1–2. — С. 180–189.
3. Щербіна О.В. // Промен. діагн., промен. тер. — 2000. — № 1. — С. 50–52.
4. Глобус М.Е., Гринев Б.В. Неорганические сцинтилляторы: новые и традиционные материалы. — Харьков: Акта, 2000. — 324 с.
5. Синюта Б.Ф. // Новые мед. технол. — 2001. — № 6. — С. 12–15.
6. Кукеков В.Г., Фадеев Н.П. // Мед. радиол. — 1986. — Т. 31, № 10. — С. 67–76.
7. Фишман Л.Я., Наркевич Б.Я. // Мед. радиол. и радиац. безопасн. — 1994. — Т. 39, № 6. — С. 51–54.
8. Наркевич Б.Я. // Там же. — 1999. — Т. 44, № 2. — С. 5–17.
9. Наркевич Б.Я. // Там же. — 2000. — Т. 45, № 6. — С. 56–63.
10. Schiepers C., Hoh C. // Eur. Radiol. — 1998. — Vol. 8, № 8. — P. 1481–1494.
11. Brock C., Meikle S., Price P. // Eur. J. Nucl. Med. — 1997. — Vol. 24, № 6. — P. 691–705.
12. Martin W., Delbeke D., Patton J., Sandler M. // Radiol. — 1996. — Vol. 198, № 1. — P. 225–231.
13. Cook G., Maisey M., Fogelman I. // Eur. J. Nucl. Med. — 1999. — Vol. 26, № 10. — P. 1363–1378.
14. Brain mapping. The methods / Edited by A.Toga, J. Mazziotta. — San Diego: Academic Press, 1996. — 471 p.

Дата надходження: 17.01.2002.

Дата остаточного надходження: 09.04.2002.

Адреса для листування:

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