

Король П.О.^{1,2}, Ткаченко М.М.¹¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна²Київська міська клінічна лікарня № 12, м. Київ, Україна

Позитронно-емісійна томографія/магнітно-резонансна томографія — нова ера гібридної візуалізації (огляд літератури)

Резюме. В огляді літератури розглянуто історичні аспекти та ключові питання клінічного застосування позитронно-емісійної томографії (ПЕТ)/комп'ютерної томографії як нового методу гібридної візуалізації. Ця оглядова робота аналізує проблеми, пов'язані з процесом злиття ПЕТ з магнітно-резонансною томографією (МРТ) і розвитком даних систем протягом багатьох років. У роботі досліджуються діагностичні аспекти мультимодального зображення з корекцією ослаблення та методи реконструкції з метою отримання кількісного зображення. Розвиток ПЕТ/МРТ-візуалізації відіграє важливу роль у галузі нейрохірургії, онкології, опорно-рухового апарату тощо, таким чином, може розглядатись як сучасний мультимодальний діагностичний метод додаткової гібридної візуалізації. Однак питання діагностичного застосування ПЕТ/МРТ-візуалізації і надалі потребує досліджень щодо інших можливих способів впровадження ПЕТ/МРТ для нових доклінічних і клінічних випробувань.

Ключові слова: позитронно-емісійна томографія; магнітно-резонансна томографія; радіофармпрепарат; гібридна візуалізація; огляд

Вступ

Молекулярна візуалізація — це діагностична візуалізація, що відображає характеристику та вимірювання біохімічних процесів на молекулярному і клітинному рівні у живих організмах. Даний діагностичний процес може бути або функціональним, таким як позитронно-емісійна томографія (ПЕТ), функціональна магнітно-резонансна томографія (фМРТ), магнітно-резонансна спектроскопія (МРС), або анатомічним, таким як комп'ютерна томографія (КТ) або магнітно-резонансна томографія (МРТ). Молекулярна візуалізація використовується для ранньої оцінки, стратифікації ризику, оцінки та спостереження за пацієнтами з серцево-судинними, онкологічними та неврологічними захворюваннями. Доступні технології можуть відрізнятися залежно від просторового дозволу, глибини проникнення, витрат енергії на формування зображення, біосумісності ін'єкційних молекулярних зондів та виявлення обмежувальних факторів молекулярних зондів. Кожна з цих діагностичних методик має свої переваги та недоліки перед іншою. Отже, існує потреба в

об'єднанні двох або більше методів отримання додаткової інформації, яку інші методики не можуть собі дозволити. Дана технологія має назву «мультимодальна візуалізація» [1].

Позитронно-емісійна томографія — це неінвазивна діагностична методика обміну речовин, що відстежує фізіологічний стан і патофізіологічний процес на молекулярному рівні [12]. Цей метод молекулярної діагностики передбачає принцип ядерної візуалізації, оскільки він використовує радіологічні мітки. Методика заснована на позитронному розпаді, що дає пару гамма-променів, що відокремлені під кутом 180 градусів, які можуть бути зареєстровані сцинтиляційними детекторами [71]. Узагальнення електронної колімації робить ПЕТ більш чутливим методом серед усієї техніки ядерної візуалізації. Проте ПЕТ не надає жодної анатомічної інформації, що є її основним недоліком. З іншого боку, МРТ пропонує величезний 3D-контраст м'яких тканин з зазначеними рівнями констант часу релаксації T1 і T2. Це дозволяє МРТ бути пріоритетною технікою як першокласного ме-

тоту вибору для виявлення та оцінки пухлини. Сила магнітного поля сканерів для людини знаходиться в діапазоні ультрависоких частот, що забезпечує структурну візуалізацію з більш високим просторовим розрізненням і контрастністю (залежно від рівня кисню в крові) [2]. Крім того, стовпчиковий рівень дозволу збільшує контраст зображення. Функціональна візуалізація за допомогою МРТ включає в себе дифузійно-зважену візуалізацію, МРС та перфузійно-зважену візуалізацію. Таким чином, методика МРТ забезпечує високу точність оцінки пухлинного процесу [30]. Однак чутливість та специфічність функціональної інформації, наданої МРТ, є мінімальними порівняно з ПЕТ. Навпаки, технологія МРТ має певну перевагу над КТ, оскільки вона позбавлена шкідливих випромінювань. Додатковою перевагою МРТ є те, що вона надає можливість корекції руху при відновленні анатомічної інформації [7].

Недавні дослідження в клінічних та доклінічних спостереженнях широко втілюють методики ПЕТ та МРТ незалежно від недоліків будь-якого з них. Таким чином, поєднання цих двох умов може забезпечувати кращий контраст м'яких тканин, унікальну гнучкість в параметрах збору даних для визначення характеристик тканин, звести до мінімуму вплив випромінювання з підвищенням чутливості для бажаних клінічних і наукових програм [3]. Методику ПЕТ/МРТ було запропоновано в 1990 році разом з пропозицією застосування ПЕТ/КТ. Але ПЕТ/КТ почали застосовувати раніше, ніж ПЕТ/МРТ, через різноманітні технічні проблеми, що пов'язані з поєднанням ПЕТ та МРТ як гібридної модальності [54]. На відміну від ПЕТ/КТ, методика ПЕТ/МРТ має більш якісний контраст м'яких тканин, низьку дозу випромінювання і може виконуватися на будь-якій частині тіла. Основним фактором застосування ПЕТ/КТ є послідовний дизайн зображення, що включає в себе поєднання двох систем з наступною корекцією ослаблення інформації КТ через програмні модулі та викликає помилки через рух пацієнта між двома системами. ПЕТ/МРТ має високу потужність у багатьох клінічних і доклінічних дослідженнях. Клінічні програми пройшли широкі випробування в галузі онкології, кардіології, неврології та опорно-рухового апарату. Ця оглядова робота розглядає проблеми, пов'язані з процесом злиття ПЕТ з МРТ та розвитком даних систем протягом багатьох років. Крім того, в огляді йдеться про опанування мультимодального зображення з корекцією ослаблення та методи реконструкції з метою отримання кількісного зображення. Отримані дані також сприяють вирішенню поточних проблем і майбутніх напрямів застосування ПЕТ/МРТ.

Фізичні проблеми інтеграції ПЕТ і МРТ

Дизайн ПЕТ/МРТ складний завдяки технічним проблемам, що викликані наявністю магнітного поля. Повністю інтегрована система повинна бути отримана, незважаючи на компроміс щодо ефективності будь-якої окремої схеми. Окрім програмованої постобробки, переважно використовуються конструкції

з підходом послідовного та одночасного приєднання. При послідовних (тандемових) конфігураціях ПЕТ і МРТ застосовуються одна за одною у послідовності, після якої здійснюється спільна реєстрація програмного забезпечення. Послідовна методика проектування вважається економічним, симплексним дизайном з мінімізованою клаустрофобією через відокремлені модальності, мінімальним впливом магнітного поля з додатковим екрануванням [14]. Це рішення було запропоновано компанією Philips Healthcare, яка, як відомо, була однією з розробників ПЕТ/МРТ-систем [84]. Однак існує проблема виникнення артефактів внаслідок руху органів, а також потреба у значному просторі для розміщення величезних приладів ПЕТ/МРТ, що зазвичай потребує приміщення площею $4,3 \times 13$ м [83]. Отже, це виправдовує необхідність одночасного застосування модальностей зображень. Створення схеми одночасного застосування декількох модальностей має за мету поділити загальну діагностичну платформу для обох способів візуалізації. Таким чином, її можна отримати у двох режимах: ПЕТ-приставки МРТ-сканера та повністю інтегрованої системи. Цей підхід є превалюючим, оскільки він спрямований на мінімізацію завантаження системи. З іншого боку, дизайн повинен вирішити численні технічні проблеми, що пов'язані з сумісністю систем. Також є ряд фізичних проблем, що пов'язані з інтеграцією МРТ/ПЕТ-систем.

Система МРТ, що впливає на ПЕТ

Незважаючи на існуючі особливості у фізичній взаємодії між двома системами, завдяки розміру і товщині блоків детекторів в ПЕТ основна мета дослідників полягала в досягненні високої продуктивності обох модальностей. Функціональність ПЕТ здійснювала вплив на дуже високе статичне магнітне поле, градієнтне магнітне поле та радіочастотні сигнали МРТ-системи.

Статичне магнітне поле

Детектори блоку, що присутні в сцинтиляторі ПЕТ-системи, складаються з потоку електронів у фотоплітаторних трубах (ФПТ), на які впливають високим статичним магнітним полем МРТ. Траєкторія електронів між діодами відхиляється, що призводить до втрати інформації в певному регіоні [82]. Таким чином, трубки ФПТ повинні бути захищені за допомогою сталі [37]. Також ФПТ можна замінити світловими детекторами, такими як оптичні волокна, які мають кращу продуктивність в ділянці магнітного поля, оскільки в ньому містяться для реєстрації лише рентгенівські та гаммапромені. Проте довжина оптичного волокна викликає ослаблення сигналу [68]. Швидше за все, ФПТ можна було замінити на лабільні фотодіоди (ЛФ) і чутливі до ФПТ, щоб зробити його менш чутливим до великого магнітного поля [25, 77]. ЛФ можна безпосередньо підключити до кристалу сцинтилятора блочного детектора з коротким світловим провідником 1–2 мм, не чутливим до магнітного поля, однак дуже чутливим до температурних варіацій, та низьким коефіцієнтом посилення [56].

Градiєнтне магнітне поле

Градiєнтні магнітні поля швидко змінюються із швидкістю 1 кГц для досягнення більшої глибини в товщі шкіри на більш низьких частотах, що викликає вихрові струми в ПЕТ-системах [40]. Впровадження вихрових струмів призводить до нагрівання та механічних коливань електричних механізмів ПЕТ-систем. Таким чином, високочастотна електроніка повинна бути захищена алюмінієм або міддю при підключенні до землі. Немагнітний і неферромагнітний характер міді дозволяє їй забезпечити близько 99 % електричної ізоляції навколо детекторів ПЕТ [55]. Через градiєнтну послідовність чутливість системи ПЕТ/МРТ зменшується на 5–20 % [25]. Фотодетектор твердого тіла та інші електричні механізми, що розташовані ближче до градiєнтної катушки, мають бути надзвичайно надійними [80].

Радіосигнал

Радіочастотні (РЧ) сигнали, що генеровані катушками передачі МРТ, викликають сприйнятливості електричних механізмів у системі ПЕТ при однаковій частоті електричних імпульсів [80]. Перешкоди радіосигналу можуть бути нівельовані шляхом зчеплення роз'єднання РЧ-приймача, змінюючи тактові частоти та фазові співвідношення цифрових схем. Таким чином, РЧ-поле може бути оптимізованим для роботи з низькими частотами радіосигналу в МРТ-катушці. Це було виконано з використанням частотної та фазової комутації у ПЕТ-модулях [23]. І навпаки, наявність детекторів ПЕТ всередині магнітного отвору також впливає на магнітні властивості МРТ-системи.

Вплив компонентів ПЕТ-системи всередині отвору магніту впливає на рівномірність магнітного поля через незначні зміни магнітної сприйнятливості. Таким чином, це впливає на лінійність градiєнтного поля [56]. Розміщення помірної кількості оптичних волокон не викликає значних змін у зображенні [8]. Також виникнення артефактів сприйнятливості можливо через металеві імпланти, що присутні в сусідньому ураженні при одночасному застосуванні модальностей ПЕТ/МРТ [84]. Крім того, вихрові струми спричиняють спотворення статичного магнітного поля та впливають на лінійність градiєнтного поля [21]. Цей ефект можна відновити, використовуючи немагнітні матеріали в ПЕТ-детекторах для збереження однорідності магнітного поля.

МРТ-сканування має своєю задачею отримати МР-сигнал у відповідь на збудження за допомогою слабого градiєнтного поля, для чого потрібні високочутливі та специфічні катушки приймача. Також необхідні часові імпульси сучасної цифрової електроніки, що працює на високій частоті та захищена з метою запобігання втручанню в магнітне поле. Отже, це запобігає неоднорідності магнітного поля та утворенню вихрових струмів навколо провідного щита [82]. Також гамма-екранування, як правило, спричиняє спотворення та нелінійність через несприятливий вплив вихрових потоків [21, 84].

Спеціально розроблені для ПЕТ/МРТ-модуля ПЕТ-сканери розміщені всередині свердловини гнучкого магніту для одержання одночасної ПЕТ/КТ-візуалізації багатьох органів і систем. Основним фактором, який слід враховувати, є більш тривалий час здійснення МРТ відносно до КТ, що включає експозицію від 20 до 40 хвилин для різних послідовностей зображень, тоді як для типової системи КТ дана експозиція становить лише 15–60 с. Розширені ПЕТ-технології з 3D-сканером, часовим проміжком візуалізації (ЧВ) та більш довгим осьовим полем перегляду (ОПП) мають вищу чутливість та точність. Це зменшує час зйомки мозкового зображення на 3–15 хв та сканування всього тіла на 10–20 хв [38]. У послідовний час зйомки загальний час для одержання окремих МРТ/ПЕТ-зображень збільшується, тоді як час одержання одночасного зображення буде залежати від найнижчої модальності. З іншого боку, обговорення простору необхідне для проектування компактної діагностичної системи, оскільки модуль для послідовної комплектації має бути організований для мінімізації завантаження окремих систем [84].

Сучасні підходи для об'єднання ПЕТ і МРТ

Оптимальна інтегрована модель ПЕТ/КТ припускає наявність ПЕТ-детекторів, що суміщені з МРТ-модулем. Ефективним детектором для гамма-променів може бути сцинтилятор, який поєднаний із світловими направляючими, і фотодетектор. Крім того, адаптація та покращення цього стандартного дизайну може бути використана як ефективна складова сумісних з МРТ-модулем детекторів ПЕТ. Внаслідок слабкої ефективності фотопомножувачів (ФП) у магнітному полі МРТ попередні покоління ПЕТ-детекторів, сумісних з МРТ, мали на меті виділити ФП на певну відстань від магнітного поля [28, 41]. Вони були з'єднані через довгі оптичні волокна діаметром 1 мм для направлення оптичної енергії від сцинтилятора до ФП та використовували світлові направляючі [60]. Використання великих оптичних волокон призводило до втрати інтенсивності та тимчасової роздільної здатності завдяки втраті великої кількості фотонів. Ослаблення вздовж довжини волокна призводить до повільного зростання часу і зменшення тимчасової роздільної здатності [12]. Отже, це створює необхідність заміни ФП у блочних сповіщувачах ПЕТ із твердотільними фотодетекторами, що є новою підставою для посилення продуктивності ПЕТ/МРТ.

Фотодетектор твердого тіла

Напівпровідниковий пристрій, що створює високоповерховий регіон при підключенні до нього зовнішнього джерела напруги, називається твердотільним фотодетектором. Він має більш високу квантову ефективність, ніж звичайні ФП [69]. Два відповідних види для системи ПЕТ/МРТ — лабільний фотодіод і фотодетектор кремнію (ФК). Приріст ЛФ насичує при 9,4 Т незалежно від орієнтації [56], у той час як це явище можна спостерігати в ФК при 7 Т [21].

Детектори на базі ЛФ

ЛФ мають підвищену чутливість до температурних коливань, кращу толерантність проти сильного магнітного поля. Таким чином, цей чинник використовується для розташування детектора у дуже високому магнітному полі, що властиве для МРТ, що створене за допомогою короткого оптичного волокна (1–2 мм) для запобігання втраті фотонів. Тим самим це збільшує інтенсивність електричної енергії від оптичного джерела в магнітному полі. Поряд із цими особливостями ЛФ мають менший розмір, гнучкі у дизайні та розширюють осьові та трансаксіальні модальності ПЕТ у гібридному сканері [55]. Проте показник низького коефіцієнта посилення датчика зумовлює використання попередніх підсилювачів та інших схем кондиціонування сигналу [33]. Крім того, інтерференція електронних шумів повинна бути припинена завдяки використанню захисного середовища навколо нього. Однак використання екранування передбачає вплив вихрових струмів. Окрім того, процес лавинного розмноження в ЛФ викликає зменшення роздільної здатності синхронізації до приблизно 1,8 нс, тим самим запобігаючи його використанню з додатками ЧВ [25]. Незважаючи на цей недолік, ЛФ був використаний останнім часом у багатьох модальностях, хоча ФК мав більш високу продуктивність.

Детектори на основі ФК

ФК працює за принципом розряду Гейгера [57]. Динамічний діапазон детектора може бути підвищений за рахунок збільшення кількості клітин у визначеній області. Іноді візуалізація погіршується через шумовий внесок від оптичного перехрестя [28]. Температурний чинник також впливає на розрахунки детектора [41]. Індукція температури обумовлена швидким перемиканням градієнтного магнітного поля та послідовностей імпульсів [45]. Чинник високого коефіцієнта посилення та час відгуку з цифровим фронтальним електронним пристроєм у присутності магнітного поля використовуються для виявлення фотонів з роздільною здатністю часу 100 пс повної ширини на половину максимуму [4]. Внаслідок нульового впливу магнітного поля на роздільну здатність та інтенсивність застосування ФК має більше технічних переваг перед ЛФ [28].

Циклічне поле

Явище циклічного поля полягає в переході між поляризованим (сильним) і зчитаним (слабким) магнітним полем [27]. Спочатку виникає поляризація поля силою 1 Т, що встановлена на короткий час (менше ніж 1 с), з наступним вимкненням, щоб розпочати зчитування поля, завдяки чому відбувається надбання зображення [72]. Таким чином, контраст зображення можна збільшити, збільшивши частоту перемикання між сильним і слабким магнітним полем. Це явище використовується головним чином у МРТ-сканері для малих тварин. Він також може бути використаний у гібридній системі послідовної ПЕТ/МРТ-візуалізації як поняття, що відповідає підсистемі ПЕТ у проміжку сильного магніту [24].

Також концепція позбавляє оптичних волокон ФП в сцинтиляційному кристалі, щоб зменшити втрату світла за рахунок магнітного поля [4]. Через швидке перемикання магнітного поля на високій частоті це спричиняє погіршення функціонування ПЕТ-подвійної модальності [24].

Паралельну систему ПЕТ/МРТ-візуалізації для зображення головного мозку вперше запропоновано в 2007 році, де ПЕТ-систему з радіочастотною катушкою було встановлено всередині отвору магніту [64]. Цей модуль дизайну приймається Siemens спеціальною вставкою мозку, використовуючи магнітне поле 3 Т [13]. Високої роздільної здатності ПЕТ-детекторів було досягнуто за допомогою детекторів на основі лютецію ортосилікату (ЛО) та ЛФ, та було застосовано в невеликій тваринній системі за принципом Тюбингена. Модуль сповіщувача складався з масиву ЛО розміром $2,5 \times 2,5 \times 20$ мм³, що прикріплений до магнітопроводу розміром 5×5 мм² [17]. Використання ЛФ обмежує застосування ЧВ. Квадратний передавач або приймач кругової поляризованої головної котушки використовується для зменшення впливу гамма-фотонів затухання. Втручання основного магнітного поля та градієнтного поля з функціонуванням ПЕТ-системи настільки мінімальне, що його можна використовувати при фМРТ та МРС [78]. З іншого боку, чутливість ПЕТ-детектора нівелюється через різну картину послідовностей МРТ. Ті ж інструменти застосовуються для сили магнітного поля в діапазоні ультрависоких частот для дослідження мозку людини в межах 9,4 Т, що збільшує просторову роздільну здатність гібридній системі [66]. Успіх цього наблизився до дизайну, який використовував систему МРТ силою магнітного поля в 3 Т. Таким чином, паралельне відтворення зображення з використанням цієї технології призвело до спотворення візуалізації через радіочастотне втручання та вихрові струми.

Послідовне та одночасне зображення всього тіла

Зображення всього тіла має на меті екранувати всю частину тіла для отримання диференційованої діагностичної інформації через 3D-візуалізацію. Використання цієї гібридній модальності посилює функції зображення з високою просторовою та часовою роздільною здатністю. Це може бути отримано за допомогою послідовних або одночасних модальних зображень. Незважаючи на те, що послідовна система не забезпечує високу часову роздільну здатність, проектування системи є досить простим. Крім того, вона забезпечує потенційне клінічне застосування для багатоцільових зображень, таких як корекція атенуації МРТ (КАМРТ) [73]. Ця система використовує однакові пристрої для обох способів, з якими КАМРТ можна було б здійснювати з котушками МРТ або без них. Якщо зображення отримано за допомогою МРТ, катушку потрібно зняти перед дослідженням з застосуванням ПЕТ. Першу комерційно доступну послідовну систему ПЕТ/МРТ для застосування у людини було прийнято компанією

Philips Healthcare, яка включала в себе 3 МРТ для дослідження всього тіла і ПЕТ-систему, що задовольняє вимогам ЧВ [26]. Кушетка може бути ковзаючого типу, що дає можливість отримувати зображення з меншим рівнем сканування, хоча більша частина електроніки ПЕТ виведена за межі МРТ. Одночасне отримання зображення забезпечує верхню межу поля візуалізації, яка відповідає кільцевому діаметру трансаксіальних ОПП у 59,4 см в свердловині підсистеми МРТ. Підсистема МРТ діє як автономна система для додаткових програм, таких як фМРТ та МРС [43].

Незважаючи на різноманітні інновації у способах візуалізації, отримання діагностичних даних також передбачає такі способи попередньої обробки, як корекція зображень для отримання кількісної діагностичної інформації [59]. Прийоми попередньої обробки повинні бути узгодженими з метою отримання якісної візуалізації.

Корекція атенуації в ПЕТ/МРТ

Деградація зображень ПЕТ відбувається, головним чином, через розсіювання та ослаблення 511 кеВ гамма-променів [5]. Ступінь згасання і точність визначення затухання залежить від об'єму об'єкта візуалізації [83]. Проте у випадку ПЕТ/МРТ згасання пов'язане з апаратними та МРТ-котушками. Таким чином, це може призвести до зниження інформативності ПЕТ-візуалізації [39]. Будь-яка методика корекції ослаблення має споживати мінімальний час, оскільки відображення здійснюється одночасно з отриманням даних ПЕТ-візуалізації [84].

Перевага спільної реєстрації даних ПЕТ-візуалізації та структурного зображення МРТ-детекції дозволяє корегувати ослаблення сигналу одночасно з отриманням ПЕТ-зображення [79]. Різниця в частоті протонів Лармора, присутніх у водному середовищі та жировій тканині, може бути використана як відмінний фактор для МРТ-візуалізації [46]. При анатомічній кореляції ПЕТ-позитивних уражень послідовність зображень ПЕТ/МРТ-детекції може замінити функцію низькодозової КТ у багатьох додатках, крім застосування з метою корекції ослаблення.

Тим самим мінімізуються вимоги щодо інших послідовностей у ділянках тіла, які не можуть бути повністю охоплені діагностичними МРТ-послідовностями [20], та забезпечується анатомічна інформативність, що координована з локалізацією поглинання ПЕТ-детекції [31]. Однак даний метод не може бути використаний для візуалізації кісткових уражень, хоча дозволяє отримувати інформацію щодо сегментарної структури легень за допомогою детекції малої інтенсивності [65]. Але в нещодавньому дослідженні [44] проводиться новий гібридний метод ZTE (Zero Echo time — нульовий ехо-час)/МРТ з послідовністю Діксона, що включає оцінку щільності кісток для ПЕТ/МРТ-візуалізації. Це допомагає кількісно оцінити наслідки послаблення сигналу в кістковій тканині при метастатичних ураженнях в області таза. Оскільки щільність кістки визначається зворотньо пропорційною сигнальній інтен-

сивності ZTE, цей метод дозволяє кількісно визначити кісткову тканину, яку неможливо диференціювати при дослідженні з типовою послідовністю Діксона.

Таким чином, недоліки Діксона можна подолати, використовуючи ультракороткий час ехо-послідовності (UTE). Ці послідовності використовуються для спостереження за тканинами з більш швидким T2 часом релаксації. Він забезпечує візуалізацію кісткової тканини досить високої інтенсивності. Ця методика корекції ослаблення базується на отриманні сигналу МРТ для двох різних ехо-імпульсів. Дана послідовність МРТ також називається подвійним ехом ультракороткого ехо-часу, коли для отримання одного зображення використовується пара ехо-імпульсів [35, 39].

Альтернативний підхід до корекції ослаблення на основі МРТ полягає в тому, щоб отримати інформацію ПЕТ через короткий час сканування. Методика широко використовується для автономних систем зображень ПЕТ, оскільки забезпечує лінійний коефіцієнт ослаблення при 511 кеВ. Вона також використовується для визначення коефіцієнта лінійного ослаблення об'єкта в межах FOV, який не може бути отриманий методами на основі МРТ [49]. Однак існують певні особливості з використанням цього методу, такі як шумові зображення передачі через обмежені статистичні дані, швидкість підрахунку ПЕТ-модальності, малий розмір отвору ПМТ/МРТ порівняно з автономною ПЕТ-системою, більш тривалий час отримання інформації [49]. Методика забезпечує отримання адекватної інформації для картографування ослаблення за допомогою ітеративних методів відновлення. Це застосовується лише для систем з TOF, таких як Philips TOF ПЕТ/МРТ та GE TOF-ПЕТ/МРТ [8]. Також існує інший підхід з використанням магнітного поля в МРТ для введення пучків позитрона з зовнішнього випромінювального джерела без будь-якого екранування. Це цікава техніка, вона використовує компактне джерело передачі, оскільки джерело передачі формується з позитронних пучків. З іншого боку, метод емісії використовує певні алгоритми, такі як максимальна вірогідність реконструкції загасання та активності, яка була введена до пропозиції інтегрованого методу ПЕТ/МРТ [53]. Отже, інформація TOF може бути унікальним рішенням для корекції ослаблення [15] та емісії [61]. Таким чином, це дає змогу візуалізувати весь організм у присутності металевих імплантатів [22]. Оскільки в нього є інтегрований не-TOF ПЕТ/МРТ-сканер, він може виконувати метод імпортування для об'єднання реконструкції радіоактивності та даних стосовно форми та коефіцієнта лінійного ослаблення металевих імплантатів. Однак ця методика має багато пов'язаних з нею обмежень, таких як неможливість поглинання РЧ-імпульсів у всіх регіонах для визначення коефіцієнтів ослаблення різноманітних осередків [9].

Методи реконструкції в ПЕТ/МРТ

Покращення якості зображень ПЕТ у ПЕТ/МРТ-візуалізації може бути досягнуте з метою отримання високого ступеня анатомічної роздільної здатності, а

також доцільно для нівелювання рухових артефактів МРТ-зображень [18]. Для реалізації цього задуму існує дві загальноприйняті методики.

1. Моделювання дозволів. Ефект часткового обсягу отримання діагностичних даних відбувається як наслідок обмеженого просторового дозволу [47, 63]. Таким чином, реконструкція через ПЕТ може бути модифікована та імпровізована, використовуючи деталі, що отримані від структурного зображення МРТ-візуалізації [51]. Фактично висока роздільна здатність детекції головного мозку може бути досягнута за допомогою спільної ПЕТ/МРТ-детекції у системі одночасного отримання даних [74].

2. Корекція руху. Наявність рухомих артефактів руйнує роздільну здатність зображення ПЕТ. Жорсткі рухи, що пов'язані із зміною положення тіла, а саме рухами голови та тіла, корегуються під час процесу візуалізації. З іншого боку, може бути наявність нежорстких рухів зміни форми, а саме артефактів дихання. Незважаючи на те, що рух пацієнта може бути стиснутим, нежорсткі рухи можуть бути нівельовані за допомогою використання методу «стрибка» або інших методів корекції руху. Під час аналізу дані з режиму списку відокремлюються як дихальна або серцева фаза. Співвідношення сигнал/шум нівелюється в наведених зображеннях. Трансформацію можна здійснити лише після завершення процесу реконструкції. Отже, зображення з різних станів угруповання деформуються до еталонного стану і корегуються [19] або під час, або до застосування методів відновлення [12, 81]. Трансформація виконується з використанням полів деформації, яка походить від даних ПЕТ шляхом спільної реєстрації реконструйованих станцій переміщення. На жаль, даний підхід обмежений через відсутність анатомічної інформації при ПЕТ-візуалізації.

Сегментація в ПЕТ/МРТ

Сегментація модальностей ПЕТ/МРТ є підходом до дискретизації структурних зображень [8]. Це дозволяє проводити ідентифікацію різних осередків дослідження та класифікувати тканини на основі послідовності імпульсів, що використовуються в МРТ. Окрім наявності недоліків цього методу, він включає в себе неналежне позначення осередків дослідження та неможливість обліку значень ослаблення, оскільки воно постійно змінюється залежно від товщини тканини [39]. Також дані МРТ не можуть бути використані безпосередньо для корекції ослаблення, бо вони не можуть забезпечити лінійні коефіцієнти ослаблення на відміну від КТ. Тому ці ефекти можна кількісно визначити шляхом сегментування карток ослаблення, що містить стандартизоване включення радіофармпрепарату (СВР). При аналізі діагностичних даних ПЕТ/КТ карта ослаблення для даних КТ отримується шляхом білінійної трансформації та базується на визначенні інтенсивності векселів [50]. Було відзначено, що використання карти ослаблення на основі МРТ призводило до зміни середньої величини СВР на 2,3 % для 6 метастазів лімфатичних вузлів порівняно з результатами,

отриманими за допомогою корекції ослаблення на базі КТ [46]. Методи сегментації можуть бути різноманітними — від простих порогів до складних морфологічних операцій. Найбільша перевага даної методики полягає в тому, що вона може відображати різні форми та положення органів у тілі, а недолік — в складності ідентифікації та класифікації тканин у реальному часі. Сегментаційний підхід з використанням нечіткої класифікації для сегментування зважених зображень Т1 застосовували для візуалізації носових синусів, черепа, тканин мозку [84]. Інші автори [67] використовували протокол дослідження головного мозку для класифікації патологічних процесів кісток, м'яких мозкових тканин на основі коефіцієнта ослаблення [42]. Група дослідників [75] використовувала сегментаційний підхід для аналізу даних стосовно позамозкових осередків. Цей підхід використовував нейтральні мережі для диференціювання сірої та білої речовини, жирової тканини та спинномозкової рідини [75].

Перспектива та майбутні напрямки гібридної ПЕТ/МРТ-візуалізації

Незважаючи на перспективність гібридної модальності ПЕТ/МРТ, існує багато питань, які необхідно вирішити перед впровадженням та широким використанням даного модуля для клінічного застосування [11]. Доведено важливість значення програмного забезпечення, що складається з кореєстрації для одночасної ПЕТ/МРТ-візуалізації і є економічно ефективним. Необхідна економічно ефективна одночасна та послідовна модульна система [46]. Незважаючи на те, що модальність ПЕТ/МРТ дорожче, ніж ПЕТ/КТ, існує можливість одночасного отримання діагностичних даних та висока ефективність діагностичної візуалізації низькодиференційованих лімфом. У випадку послідовного режиму ПЕТ/МРТ дана модальність має тенденцію до отримання артефактів руху органів. Слід зазначити, що генотоксичний потенціал іонізуючого випромінювання збільшується в низькочастотному статичному магнітному полі [19, 48, 76]. Тому необхідно провести ще ряд досліджень для оцінки ПЕТ-радіонуклідів, що застосовують для ПЕТ/КТ-візуалізації. Розмежування анатомічної структури відбувається при застосуванні високого рівня напруженості магнітного поля — близько 7 Т [36, 70]. Дозування випромінювання слід оцінювати порівняно з ПЕТ/КТ-детекцією. Окрім мультимодальних зображень, для кращого розуміння патологічного процесу та розробки стратегії лікування потрібна велика кількість біомаркерів з різних модальностей, включаючи молекулярні, морфологічні, генотипування тощо [34]. Таким чином, ефективне поле нанотерапевтичних засобів надає широкі можливості щодо маркування мультимодальних біомаркерів, особливо з метою клінічного застосування. Поняття додаткової інформації набуває значення в контексті застосування декількох візуалізуючих агентів для одночасного оцінювання двох параметрів патологічного процесу. Ці біомодальні агенти в перспективі необхідно застосовувати в нано-

молярних концентраціях при виконанні ПЕТ з контрастуванням. Мілімолярні концентрації МР контрастного агента застосовують для отримання більшої чутливості зображення [58]. Дослідження цих різноманітних інтерфейсів дозволяє розробляти прогностичні зв'язки між структурою та функцією, які визначаються наноматеріальними властивостями, такими як розмір, форма, хімічна структура поверхневого покриття [52]. Наприклад, катіонні частинки або частинки з високою поверхневою реактивністю, швидше за все, є токсичними, ніж більші відносно гідрофобні або низькодисперсні частинки, які швидко і безпечно видаляються ретикулоендотеліальною системою [10]. Крім того, катіонні частинки сприяють посиленому впливу проникнення і, отже, є оптимальними для доставки хіміотерапевтичних лікарських засобів до пухлинного вогнища, загалом мають середні розміри та відносно нейтральні поверхневі заряди [6]. Таким чином, біомолекулярне/фармакологічне визначення кінетичних властивостей нанопроб є головною проблемою в клінічних дослідженнях. Для вирішення цього питання було розроблено модуль «Віртуальний експеримент», який дозволяє користувачам вивчати вплив біохімічних/фармакокінетичних параметрів на кінетику трасування тканин за допомогою комп'ютерного моделювання [32]. Крім того, ці мультимодальні властивості повинні бути спеціалізованими, з штучним інтелектом та модулями нейронної мережі. На додаток до низької чутливості МРТ, технічні та тимчасові обмеження ускладнюють виконання МРТ-детекції всього тіла. Таким чином, радіонуклідний сигнал бімодальних агентів може бути використаний для виявлення вогнищ з низьким рівнем поглинання або осередків, що розташовані за межами поля зору МРТ, з метою виконання МРТ-візуалізації високої роздільної здатності [62]. Крім того, більший час реєстрації зображення всього тіла, за допомогою специфічних для органів зображень МРТ, є критичним завданням, проте швидка множинна візуалізація осередків дослідження дозволяє з високою точністю та ефективністю отримати інформацію щодо анатомічної локалізації патологічних ділянок. Крім того, для оптимізації діагностичної візуалізації слід оцінити протокол ін'єкції радіологічного ліганду та параметрів зйомки зображення. Також необхідна розробка інструкцій з радіологічної та технічної безпеки для клінічного застосування діагностичних процедур у системі контролю якості. Лікарі, медичні фізики, технологи та оператори повинні бути сертифіковані відповідними органами з ядерної безпеки та радіаційної медицини. Таким чином, різноманітні питання стосовно безпеки та етики, пов'язані з ПЕТ/МРТ-візуалізацією, повинні бути належним чином визначені для подальшого застосування у різноманітних галузях діагностичних досліджень.

Висновки

ПЕТ/МРТ-візуалізація забезпечує поєднання отримання анатомічного, метаболічного та молекулярного зображень, що виявляється кращим, ніж ПЕТ/КТ-

детекція або автономне ПЕТ-дослідження. Отримання діагностичних даних, включаючи корекцію ослаблення та техніку реконструкції, є недостатнім для отримання оптимальних значень діагностичної інформативності. Крім того, необхідна розробка нових технологій на основі програмного забезпечення для чіткого визначення етіології захворювань. ПЕТ/МРТ-візуалізація забезпечує кращу продуктивність з точки зору диференціювання патологічного процесу, практичності та технічних можливостей. Це також економічно ефективна діагностична система, оскільки є доступною для пацієнтів. Це є перспективною ознакою щодо зниження необхідності проведення окремого сканування лише за допомогою ПЕТ/МРТ-детекції [16]. Розвиток ПЕТ/МРТ-візуалізації відіграє важливу роль у галузі нейрохірургії, онкології, опорно-рухового апарату тощо, таким чином, може розглядатись як сучасний мультимодальний діагностичний метод додаткової гібридної візуалізації. Однак питання діагностичного застосування ПЕТ/МРТ-візуалізації і надалі потребує подальших досліджень щодо інших можливих способів впровадження ПЕТ/МРТ для нових доклінічних і клінічних випробувань.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Король П.О. Діагностичне застосування остеосцинтиграфії та рентгенологічного дослідження при ревізійному ендопротезуванні кульшових суглобів / П.О. Король, Н.М. Пономаренко, Н.В. Шинкаренко // *Променева діагностика, променева терапія.* — 2012. — № 2–3. — С. 77-79.
2. Король П.А. Роль остеосцинтиграфії в дифференціальній діагностиці воспалительных процессов коленных суставов / П.А. Король, М.Н. Ткаченко // *Фундаментальные и прикладные науки сегодня.* — 2014. — № 1. — С. 53-55.
3. Ткаченко М.М. Пріоритети вибору інструментальних методів дослідження в діагностичному скринінгу при ендопротезуванні кульшових суглобів / М.М. Ткаченко, П.О. Король // *Променева діагностика, променева терапія.* — 2015. — № 2. — С. 34-36.
4. Ткаченко М.М. Роль трьохфазової остеосцинтиграфії при ендопротезуванні кульшових та колінних суглобів учасників ліквідації наслідків аварії на Чорнобильській атомній станції / М.М. Ткаченко, П.О. Король // *Проблеми радіаційної медицини та радіобіології.* — 2017. — Вип. 22. — С. 476-483.
5. Abella M. Accuracy of CT-based attenuation correction in bone imaging with PET/CT / M. Abella, D. Mankof, J.J. Vaquero et al. // *IEEE Nucl. Sci Symp. Conf. Rec.* — 2007. — Vol. 6. — P. 4485-4488.
6. Acharya S. PLGA nanoparticles containing various anti-cancer agents and tumour delivery by EPR effect / S. Acharya, S.K. Sahoo // *Adv. Drug. Deliv. Rev.* — 2011. — Vol. 63. — P. 170-183.
7. Atkinson D. Motion correction / D. Atkinson // *Isrmr.* — 2011. — P. 1-9.

8. Berker Y. Scattered PET data for attenuation-map reconstruction in PET/MRI / Y. Berker, F. Kiessling, V. Schulz // *Med. Phys.* — 2014. — Vol. 41. — P. 139-176.
9. Boellaard R. Accurate PET/MR quantification using time of flight MLAA image reconstruction / R. Boellaard, M.B.M. Hofman, O.S. Hoekstra et al. // *Mol. Imaging. Biol.* — 2014. — Vol. 16. — P. 469-477.
10. Brannon-Peppas L. Nanoparticle and targeted systems for cancer therapy / L. Brannon-Peppas, J.O. Blanchette // *Adv. Drug. Deliv. Rev.* — 2012. — Vol. 64. — P. 206-212.
11. Brix G. Risks and safety aspects related to PET/MR examinations / G. Brix, E.A. Nekolla, D. Nosske // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* — 2009. — Vol. 36. — P. 131-138.
12. Catana C. Toward implementing an MRI-based PET attenuation-correction method for neurologic studies on the MR-PET brain prototype / C. Catana, A. van der Kouwe, T. Benner et al. // *J. Nucl. Med. Soc. Nuclear. Med.* — 2010. — Vol. 51. — P. 1431-1438.
13. Cherry S.R. The integration of positron emission tomography with magnetic resonance imaging / S.R. Cherry, A.Y. Louie, R.E. Jacobs // *Proc. IEEE.* — 2008. — Vol. 96. — P. 416-438.
14. Cho Z.H. A hybrid PET-MRI: an integrated molecular-genetic imaging system with HRRT-PET and 7.0-T MRI / Z.H. Cho, Y.D. Son, H.K. Kim et al. // *Int. J. Imaging. Syst. Technol.* — 2007. — Vol. 17. — P. 252-265.
15. Defrise M. Time-of-flight PET data determine the attenuation sinogram up to a constant / M. Defrise, A. Rezaei, J. Nuyts // *Phys. Med. Biol.* — 2012. — Vol. 57. — P. 885.
16. Deller T.W. Imaging stability measurements during simultaneous pulsing of aggressive MR sequences on the SIGNA PET/MR system / T.W. Deller, M.M. Khalighi, F.P. Jansen et al. // *J. Nucl. Med. Soc. Nuclear. Med.* — 2018. — Vol. 59. — P. 167-172.
17. Delso G. Performance measurements of the Siemens mMR integrated whole-body PET/MR scanner / G. Delso, S. Fürst, B. Jakoby et al. // *J. Nucl. Med. Soc. Nuclear. Med.* — 2011. — Vol. 52. — P. 1914-1922.
18. Der Kouwe A.J.W. Real-time rigid body motion correction and shimming using cloverleaf navigators / A.J.W. der Kouwe, T. Benner, A.M. Dale // *Magn. Reson. Med.* — 2006. — Vol. 56. — P. 1019-1032.
19. Dikaios N. MRI-based motion correction of thoracic PET: initial comparison of acquisition protocols and correction strategies suitable for simultaneous PET/MRI systems / N. Dikaios, D. Izquierdo-Garcia, M.J. Graves et al. // *Eur. Radiol.* — 2012. — Vol. 22. — P. 439-446.
20. Eiber M. Value of a Dixon-based MR/PET attenuation correction sequence for the localization and evaluation of PET-positive lesions / M. Eiber, A. Martinez-Möller, M. Souvatzoglou et al. // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* — 2011. — Vol. 38. — P. 1691-1701.
21. España S. Performance evaluation of SiPM photodetectors for PET imaging in the presence of magnetic fields / S. España, L.M. Fraile, J.L. Herraiz et al. // *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.* — 2010. — Vol. 613. — P. 308-316.
22. Fuin N. PET/MR imaging in the presence of metal implants: completion of the attenuation map from PET emission data / N. Fuin, S. Pedemonte, O.A. Catalano et al. // *J. Nucl. Med. Soc. Nuclear. Med.* — 2012. — Vol. 63. — P. 145-189.
23. Gebhardt P. FPGA-based RF interference reduction techniques for simultaneous PET-MRI / P. Gebhardt., J. Wehner, B. Weissler et al. // *Phys. Med. Biol.* — 2016. — Vol. 61. — P. 3500.
24. Gilbert K.M. Evaluation of a positron emission tomography (PET) — compatible field-cycled MRI / K.M. Gilbert, T.J. Scholl, W.B. Handler et al. // *FCMRI scanner.* — 2009. — Vol. 1025. — P. 1017-1025.
25. Grazioso R. APD-based PET detector for simultaneous PET/MR imaging / R. Grazioso, N. Zhang, J. Corbeil et al. // *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect.* — 2006. — Vol. 569. — P. 301-305.
26. Griesmer J.J. Whole-body PET-MR imaging system initial calibration results / J.J. Griesmer, J. Futey, N. Ojha et al. // *IEEE Nucl. Sci. Symp.* — 2010. — P. 2174-2176.
27. Hawkes R.C. Europe PMC funders group preliminary evaluation of a combined MicroPET[®]-MR system / R.C. Hawkes, T.D. Fryer, S. Siegel et al. // *Technol. Cancer Res. Treat.* — 2015. — Vol. 9. — P. 53-60.
28. Herbert D.J. First results of scintillator readout with silicon photomultiplier / D.J. Herbert, V. Saveliev, N. Belcari et al. // *IEEE Trans. Nucl. Sci.* — 2006. — Vol. 53. — P. 389-394.
29. Hintenlang D.E. Synergistic effects of ionizing radiation and 60 Hz magnetic fields / D.E. Hintenlang // *Bioelectromagnetics.* — 1993. — Vol. 14. — P. 545-551.
30. Holdsworth S.J. Magnetic resonance imaging techniques: FMRI, DWI, and PWI / S.J. Holdsworth, R. Bammer // *Semin Neurol.* — 2008. — Vol. 28. — P. 395-406.
31. Hu Z. MR-based attenuation correction for a whole-body sequential PET/MR system / Z. Hu, N. Ojha, S. Renisch et al. // *IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec.* — 2009. — P. 3508-3512.
32. Huang S.-C. An internet-based "kinetic imaging system" (KIS) for MicroPET / S.-C. Huang, D. Truong, H.-M. Wu et al. // *Mol. Imaging. Biol.* — 2005. — Vol. 7. — P. 330-341.
33. Jampel H.D. NIH public access / H.D. Jampel, D. Friedman, H. Quigley et al. // *Clin. Res.* — 2009. — Vol. 147. — P. 39-44.
34. Jin Y. Initiative ADN, others. Heterogeneous multimodal biomarkers analysis for Alzheimer's disease via Bayesian network / Y. Jin, Y. Su, X-H. Zhou et al. // *EURASIP J. Bioinforma Syst. Biol.* — 2016. — P. 12.
35. Johansson A. CT substitute derived from MRI sequences with ultrashort echo time / A. Johansson, M. Karlsson, T. Nyholm // *Med. Phys.* — 2011. — Vol. 38. — P. 2708-2714.
36. Judenhofer M.S. Pet/mr images acquired with a compact mr-compatible pet detector in a 7-t magnet 1 / M.S. Judenhofer, C. Catana, B.K. Swann et al. // *Radiology.* — 2007. — Vol. 244. — P. 807-814.
37. Junnarkar S.S. MRI compatible G-link and PCI based data acquisition hardware for the RatCAP scanner / S.S. Junnarkar, J. Fried, P. O'Connor et al. // *IEEE Nucl. Sci. Symp.* — 2006. — P. 380-383.
38. Karp J.S. The mental and clinical results. Psychiatry Interpers / J.S. Karp, S. Surti, M.E. Daube-Witherspoon et al. // *Biol. Process.* — 2009. — Vol. 162. — P. 214-220.
39. Keereman V. Challenges and current methods for attenuation correction in PET/MR / V. Keereman, P. Mollet, Y. Ber-

ker et al. // *Magn. Reson. Mater. Physics. Biol. Med.* — 2013. — Vol. 26. — P. 81-98.

40. Klose U. *In vivo proton spectroscopy in presence of eddy currents* / U. Klose // *Magn. Reson. Med.* — 1990. — Vol. 14. — P. 26-30.

41. Kolb A. *Evaluation of Geiger-mode APDs for PET block detector designs* / A. Kolb, E. Lorenz, M.S. Judenhofer et al. // *Phys. Med. Biol.* — 2010. — Vol. 55. — P. 1815-1832.

42. Kops E.R. *Alternative methods for attenuation correction for PET images in MR-PET scanners* / E.R. Kops, H. Herzog // *IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec.* — 2007. — P. 4327-4330.

43. Levin C. *Prototype time-of-flight PET ring integrated with a 3T MRI system for simultaneous whole-body PET/MR imaging* / C. Levin, G. Glover, T. Deller et al. // *J. Nucl. Med. Soc. Nuclear. Med.* — 2013. — P. 54-148.

44. Leynes A.P. *Hybrid ZTE/Dixon MR-based attenuation correction for quantitative uptake estimation of pelvic lesions in PET/MRI* / A.P. Leynes, J. Yang, D.D. Shanbhag et al. // *Med. Phys.* — 2017. — Vol. 63. — P. 145-189.

45. Lucas A.J. *Development of a combined microPET[®]-MR system* / A.J. Lucas, R.C. Hawkes, P. Guerra et al. // *IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec.* — 2006. — Vol. 5. — P. 2345-2348.

46. Martinez-Möller A. *Workflow and scan protocol considerations for integrated whole-body PET/MRI in oncology* / A. Martinez-Möller, M. Eiber, S.G. Nekolla et al. // *J. Nucl. Med. Soc. Nuclear. Med.* — 2012. — Vol. 53. — P. 1415-1426.

47. Meechai T. *Partial-volume effect correction in positron emission tomography brain scan image using super-resolution image reconstruction* / T. Meechai, S. Tepmongkol, C. Pluempitwiriyawej // *Br. J. Radiol.* — 2015. — Vol. 88. — P. 20140119.

48. Miyakoshi J. *Exposure to strong magnetic fields at power frequency potentiates X-ray-induced DNA strand breaks* / J. Miyakoshi, M. Yoshida, K. Shibuya et al. // *J. Radiat. Res.* — 2000. — Vol. 41. — P. 293-302.

49. Mollet P. *Improvement of attenuation correction in time-of-flight PET/MR imaging with a positron-emitting source* / P. Mollet, V. Keereman, J. Bini et al. // *J. Nucl. Med. Soc. Nuclear. Med.* — 2014. — Vol. 55. — P. 329-336.

50. Mollet P. *Simultaneous MR-compatible emission and transmission imaging for PET using time-of-flight information* / P. Mollet, V. Keereman, E. Clementel et al. // *IEEE Trans. Med. Imaging.* — 2012. — Vol. 31. — P. 1734-1742.

51. Müller-Gärtner H.W. *Measurement of radiotracer concentration in brain gray matter using positron emission tomography: MRI-based correction for partial volume effects* / H.W. Müller-Gärtner, J.M. Links, J.L. Prince et al. // *J. Cereb. Blood Flow Metab.* — 1992. — Vol. 12. — P. 571-583.

52. Nel A.E. *Understanding biophysicochemical interactions at the nano-bio interface* / A.E. Nel, L. Mädler, D. Velegol et al. // *Nat. Mater.* — 2009. — Vol. 8. — P. 543.

53. Nuyts J. *Simultaneous maximum a posteriori reconstruction of attenuation and activity distributions from emission sinograms* / J. Nuyts, P. Dupont, S. Stroobants et al. // *IEEE Trans. Med. Imaging.* — 1999. — Vol. 18. — P. 393-403.

54. Paspulati R.M. *Comparison of hybrid FDG PET/MRI compared with PET/CT in colorectal cancer staging and restaging: a pilot study* / R.M. Paspulati, S. Partovi, K.A. Herrmann et al. // *Abdom. Imaging.* — 2015. — Vol. 40. — P. 1415-1425.

55. Pichler B.J. *Performance test of an LSO-APD detector in a 7-T MRI scanner for simultaneous PET/MRI* / B.J. Pichler, M.S. Judenhofer, C. Catana et al. // *J. Nucl. Med. Soc. Nuclear. Med.* — 2006. — Vol. 47. — P. 639-647.

56. Pichler B.J. *Lutetium oxyorthosilicate block detector readout by avalanche photodiode arrays for high resolution animal PET* / B.J. Pichler, B.K. Swann, J. Rochelle et al. // *Phys. Med. Biol.* — 2004. — Vol. 49. — P. 4305.

57. Popova E. *Amplitude and timing properties of a Geiger discharge in a SiPM cell* / E. Popova, P. Buzhan, A. Pleshko et al. // *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.* — 2015. — Vol. 787. — P. 270-274.

58. Poulin E. *Conversion of arterial input functions for dual pharmacokinetic modeling using Gd-DTPA/MRI and 18F-FDG/PET* / E. Poulin, R. Lebel, E. Croteau et al. // *Magn. Reson. Med.* — 2013. — Vol. 69. — P. 781-792.

59. Rahmim A. *Strategies for motion tracking and correction in PET* / A. Rahmim, O. Rousset, H. Zaidi // *PET Clin.* — 2007. — Vol. 2. — P. 251-266.

60. Raylman R.R. *Simultaneous MRI and PET imaging of a rat brain* / R.R. Raylman, S. Majewski, S.K. Lemieux et al. // *Phys. Med. Biol.* — 2006. — Vol. 51. — P. 6371-6379.

61. Rezaei A. *Simultaneous reconstruction of activity and attenuation in time-of-flight PET* / A. Rezaei, M. Defrise, G. Bal et al. // *IEEE Trans. Med. Imaging.* — 2012. — Vol. 31. — P. 2224-2233.

62. Rosales R. *Potential clinical applications of bimodal PET-MRI or SPECT-MRI agents* / R. Rosales // *J. Label Compd. Radiopharm.* — 2014. — Vol. 57. — P. 298-303.

63. Rousset O. *Partial volume correction strategies in PET* / O. Rousset, A. Rahmim, A. Alavi et al. // *PET Clin.* — 2007. — Vol. 2. — P. 235-249.

64. Schlemmer H.-P.W. *Simultaneous MR/PET imaging of the human brain: feasibility study 1* / H.-P.W. Schlemmer, B.J. Pichler, M. Schmand et al. // *Radiology.* — 2008. — Vol. 248. — P. 1028-1035.

65. Schulz V. *Automatic, three-segment, MR-based attenuation correction for whole-body PET/MR data* / V. Schulz, I. Torres-Espallardo, S. Renisch et al. // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* — 2011. — Vol. 38. — P. 138-152.

66. Shah N.J. *Advances in hybrid MR — PET at 3T and 9.4 T in humans* / N.J. Shah, J. Mauler, I. Neuner et al. // *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.* — 2013. — Vol. 702. — P. 16-21.

67. Shattuck D.W. *BrainSuite: an automated cortical surface identification tool* / D.W. Shattuck, R.M. Leahy // *Med. Image Anal.* — 2002. — Vol. 6. — P. 129-142.

68. Slates R.B. *A study of artefacts in simultaneous PET and MR imaging using a prototype MR compatible PET scanner* / R.B. Slates, K. Farahani, Y. Shao et al. // *Phys. Med. Biol.* — 2015. — Vol. 1999. — P. 44.

69. Stunkard A.J. *NIH public access* / A.J. Stunkard // *Psychiatry Interpers Biol. Process.* — 2009. — Vol. 162. — P. 214-220.

70. Theysohn J.M. *Subjective acceptance of 7 tesla MRI for human imaging* / J.M. Theysohn, S. Maderwald, O. Kraff et al. // *Magn. Reson. Mater. Physics. Biol. Med.* — 2008. — Vol. 21. — P. 63.

71. Townsend D.W. *Physical principles and technology of clinical PET imaging* / D.W. Townsend // *Ann. Acad. Med. Singap.* — 2004. — Vol. 33. — P. 133-145.

72. Tkachenko M. Diagnostic parameters of bone scintigraphy for knee arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis / M. Tkachenko, P. Korol // *East European Scientific Journal*. — 2016. — Vol. 10. — P. 38-39.
73. Veit-Haibach P. PET-MR imaging using a tri-modality PET/CT-MR system with a dedicated shuttle in clinical routine / P. Veit-Haibach, F.P. Kuhn, F. Wiesinger et al. // *Magn. Reson. Mater. Physics. Biol. Med.* — 2013. — Vol. 26. — P. 25-35.
74. Vunckx K. Evaluation of three MRI-based anatomical priors for quantitative PET brain imaging / K. Vunckx, A. Atre, K. Baete et al. // *IEEE Trans. Med. Imaging*. — 2012. — Vol. 31. — P. 599-612.
75. Wagenknecht G. CT-based evaluation of segmented head regions for attenuation correction in MR-PET systems. / G. Wagenknecht, E.R. Kops, J. Kaffanke et al. // *IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec.* — 2010. — P. 2793-2797.
76. Walleczek J. Increase in radiation-induced HPRT gene mutation frequency after nonthermal exposure to nonionizing 60 Hz electromagnetic fields / J. Walleczek, E.C. Shiu, G.M. Hahn // *Radiat. Res.* — 1999. — Vol. 151. — P. 489-497.
77. Watanabe M. A high resolution animal pet scanner using compact PS-PMT detectors / M. Watanabe, H. Okada, K. Shimizu et al. // *IEEE Trans. Nucl. Sci.* — 1997. — Vol. 44. — P. 1277-1282.
78. Weirich C. Analysis and correction of count rate reduction during simultaneous MR-PET measurements with the BrainPET scanner / C. Weirich, D. Brenner, J. Scheins et al. // *IEEE Trans. Med. Imaging*. — 2012. — Vol. 31. — P. 1372-1380.
79. Wollenweber S.D. Parameterization of a model-based 3-D PET scatter correction / S.D. Wollenweber // *IEEE Trans. Nucl. Sci.* — 2002. — Vol. 49. — P. 722-727.
80. Woody C. Preliminary studies of a simultaneous PET/MRI scanner based on the RatCAP small animal tomography / C. Woody, D. Schlyer, P. Vaska et al. // *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.* — 2007. — Vol. 571. — P. 102-105.
81. Würslin C. Respiratory motion correction in oncologic PET using T1-weighted MR imaging on a simultaneous whole-body PET/MR system / C. Würslin, H. Schmidt, P. Martirosian et al. // *J. Nucl. Med. Soc. Nuclear. Med.* — 2013. — Vol. 54. — P. 464-471.
82. Yamamoto S. A block detector for a multislice, depth-of-interaction MR-compatible PET / S. Yamamoto, S. Takamatsu, H. Murayama et al. // *IEEE Trans. Nucl. Sci.* — 2005. — P. 33-37.
83. Zaidi H., Hasegawa B. Determination of the attenuation map in emission tomography // *J. Nucl. Med. Soc. Nuclear. Med.* — 2003. — 44. — P. 291-315.
84. Zaidi H. Design and performance evaluation of a whole-body ingenuity TF PET-MRI system / H. Zaidi, B. Hasegawa // *Phys. Med. Biol.* — 2011. — Vol. 56. — P. 3091.

Отримано 10.09.2018 ■

Король П.А.^{1,2}, Ткаченко М.Н.¹¹Національний медичний університет імені А.А. Богомольця, г. Київ, Україна²Київська городська клінічна лікарня № 12, г. Київ, Україна

Позитронно-емісійна томографія/магнітно-резонансна томографія — нова ера гібридної візуалізації (обзор літератури)

Резюме. В обзорі літератури розглянуті історичні аспекти і ключові питання клінічного застосування позитронно-емісійної томографії (ПЕТ)/комп'ютерної томографії як нового методу гібридної візуалізації. Ця обзорна робота аналізує проблеми, пов'язані з процесом злиття ПЕТ з магнітно-резонансною томографією (МРТ) і розвитком даних систем в течение багатьох років. В роботі досліджені діагностичні аспекти мультимодального зображення з коррекцією ослаблення і методи реконструкції з метою отримання кількісного зображення. Розвиток ПЕТ/МРТ-візуалізації грає важливу роль в області ней-

рохірургії, онкології, опорно-двигального апарату і т.д., таким образом, може розглядатися як сучасний мультимодальний діагностичний метод додаткової гібридної візуалізації. Однак питання діагностичного застосування ПЕТ/МРТ-візуалізації і в подальшому потребує досліджень стосовно інших можливих способів впровадження ПЕТ/МРТ для нових доклінічних і клінічних випробувань.

Ключові слова: позитронно-емісійна томографія; магнітно-резонансна томографія; радіофармацевт; гібридна візуалізація; обзор

P.O. Korol^{1,2}, M.M. Tkachenko¹¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine²Kyiv Clinical City Hospital 12, Kyiv, Ukraine

Positron emission tomography/magnetic resonance imaging — a new era of hybrid imaging (literature review)

Abstract. The review of the literature examines the historical aspects and key issues of the clinical use of positron emission tomography (PET)/computed tomography as a new hybrid imaging method. This review deals with problems associated with the process of PET merging with magnetic resonance imaging (MRI) and the development of these systems for many years. The paper discusses the diagnostic aspects of a multimodal image with attenuation correction and reconstruction methods for the purpose of obtaining a quantita-

tive image. The development of PET/MRI plays an important role in the field of neurosurgery, oncology, the musculoskeletal system, etc., thus, can be considered as a modern multimodal diagnostic method of additional hybrid imaging. However, the issue of the diagnostic use of PET/MRI will require further researches on other possible ways of introducing PET/MRI for new preclinical and clinical trials.

Keywords: positron emission tomography; magnetic resonance imaging; radiopharmaceutical; hybrid imaging; review