

Король П.О.^{1,2}, Самохін А.В.², Ткаченко М.М.¹

¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

²Київська міська клінічна лікарня № 12, м. Київ, Україна

Перспективи кількісної оцінки результатів однофотонної емісійної комп'ютерної томографії кісткової системи (огляд літератури)

Резюме. В огляді літератури розглянуто питання перспективи кількісної оцінки результатів однофотонної емісійної комп'ютерної томографії (ОФЕКТ) кісткової системи. Синтез функціональної інформації, отриманої за допомогою ОФЕКТ у комплексі з високою роздільною здатністю КТ, дозволяє ефективно визначати патологічний метаболізм у кістках з одночасною оцінкою співіснуючих структурних змін. Показники максимального відсотка стандартизованого накопичення (ВСН) радіофармпрепарату (РФП) та пікового відсотка стандартизованого накопичення слід вважати найбільш оптимальними параметрами кількісного визначення фокального поглинання РФП. У подальшому необхідно залучати більш вузькі підгрупи хворих (наприклад, за віком, зростом, масою, статтю тощо), які мають специфічні умови, для того щоб створити відповідну доказову базу. Проте необхідні подальші технологічні вдосконалення для того, щоб розрахунок кількісних параметрів ОФЕКТ шляхом обчислення ВСН став частиною звичайної медичної практики.

Ключові слова: однофотонна емісійна комп'ютерна томографія; радіофармпрепарат; відсоток стандартизованого накопичення; огляд

Вступ

З метою дослідження активного формування кісткової тканини на сучасному етапі застосовується радіонуклідна остеосцинтиграфія [21]. Процес активного формування кісткової тканини може бути обумовлений результатом звичайного фізіологічного процесу, наявністю доброякісних або злоякісних захворювань. Мічені ^{99m}-технецієм (^{99m}-Тс) фосфатні сполуки зазвичай використовуються як радіоіндикатори для візуалізації таких процесів, завдяки чому бісфосфонат адсорбується на поверхнях кристалів гідроксиапатиту, оскільки він очищається від м'яких тканин. Найбільш поширеними є метилендифосфонат (MDP), гідроксиметилендифосфонат (HMDP) або гідроксиетилендифосфонат (HDP) і 3,3-дикарбоксипропан-1,1-дифосфонат (DPD). Оптимальна сцинтиграфічна візуалізація спостерігається під час «відкладеної фази», як правило, через 2–4 години після введення радіоіндикатора [36]. Остеосцинтиграфія як діагностичний тест є високочутливим, але не завжди специфічним методом дослідження [39]. Існують численні клінічні показання, за

якими в ядерній медицині здійснюється діагностична остеосцинтиграфія. Дослідження широко застосовується в онкологічній, ревматологічній, ортопедичній практиці, а також при деяких інфекційних і метаболічних процесах. Поєднання і синхронізацію планарних досліджень та однофотонної емісійної комп'ютерної томографії (ОФЕКТ) необхідно проводити відповідно до конкретної клінічної ситуації. Поглинання радіофармпрепарату (РФП), яке вважається підозрілим або спірним, за результатами виконання планарної (площинної) сцинтиграфії, може вимагати застосування ОФЕКТ, що покращує контрастність і дає перевагу в контексті можливості візуалізації поглинання радіоактивного індикатора в ділянках, які можуть виявляти суперпозицію. Підвищена специфічність, позитивна прогностична цінність та додаткове діагностичне значення ОФЕКТ було продемонстровано в багатьох дослідженнях, і на сучасному етапі вона рекомендована для пацієнтів з високою ймовірністю діагностування метастатичного процесу [15, 16, 28, 30]. Якщо виконання ОФЕКТ заплановано як частину діагностичного

протоколу, необхідне введення більшої кількості радіоактивності з метою забезпечення достатньої якості зображення [27]. У Великій Британії, наприклад, діагностичний контрольний рівень радіоактивності, що застосовують при виконанні ОФЕКТ скелета, згідно з даними Консультативного комітету з адміністрування радіоактивних речовин (ARSAC), досягає 800 МБк. Інші літературні джерела для виконання ОФЕКТ рекомендують застосовувати для діагностичного дослідження РФП із діагностичною активністю 600 МБк [13]. Інтерпретація радіологами та лікарями з ядерної медицини отриманих зображень використовується з метою діагностичної допомоги суміжним спеціалістам у контексті складних клінічних випадків і інструментальної верифікації. Кількісна візуалізація може покращити процес верифікації шляхом надання об'єктивної інформації в межах інтерпретації діагностичних даних.

Кількісна візуалізація ОФЕКТ

Метою радіонуклідної візуалізації в ядерній медицині є кількісна оцінка отриманих діагностичних даних у відносних або абсолютних значеннях. Поглинання

РФП в кістках обумовлено параметрами кровотоку та швидкістю утворення кісткової тканини. Патологічне поглинання радіологічного індикатора може здійснюватись, наприклад, внаслідок травматичного ураження, що призводить до підвищення місцевого кровотоку, необхідного для забезпечення посилення утворення кісткової тканини.

Кількісну оцінку діагностичних даних більш доцільно здійснювати за даними ОФЕКТ, яка забезпечує тривимірне спостереження, що на відміну від планарного (площинного) нівелює суперпозицію в «ділянках інтересу» і полегшує точне розмежування поглинання радіоактивного випромінювання.

Кінцевою метою кількісної ОФЕКТ є допомога в диференціальній діагностиці патологічних процесів (інфекційних, онкологічних, дегенеративно-дистрофічних) із фізіологічним поглинанням РФП у тканинах (рис. 1), що може оптимізувати встановлення числових порогів, які відповідатимуть очікуваному діапазону та точному визначенню природи поглинання індикатора. Доступ до кількісних даних може дозволити провести моніторинг терапевтичної відпові-

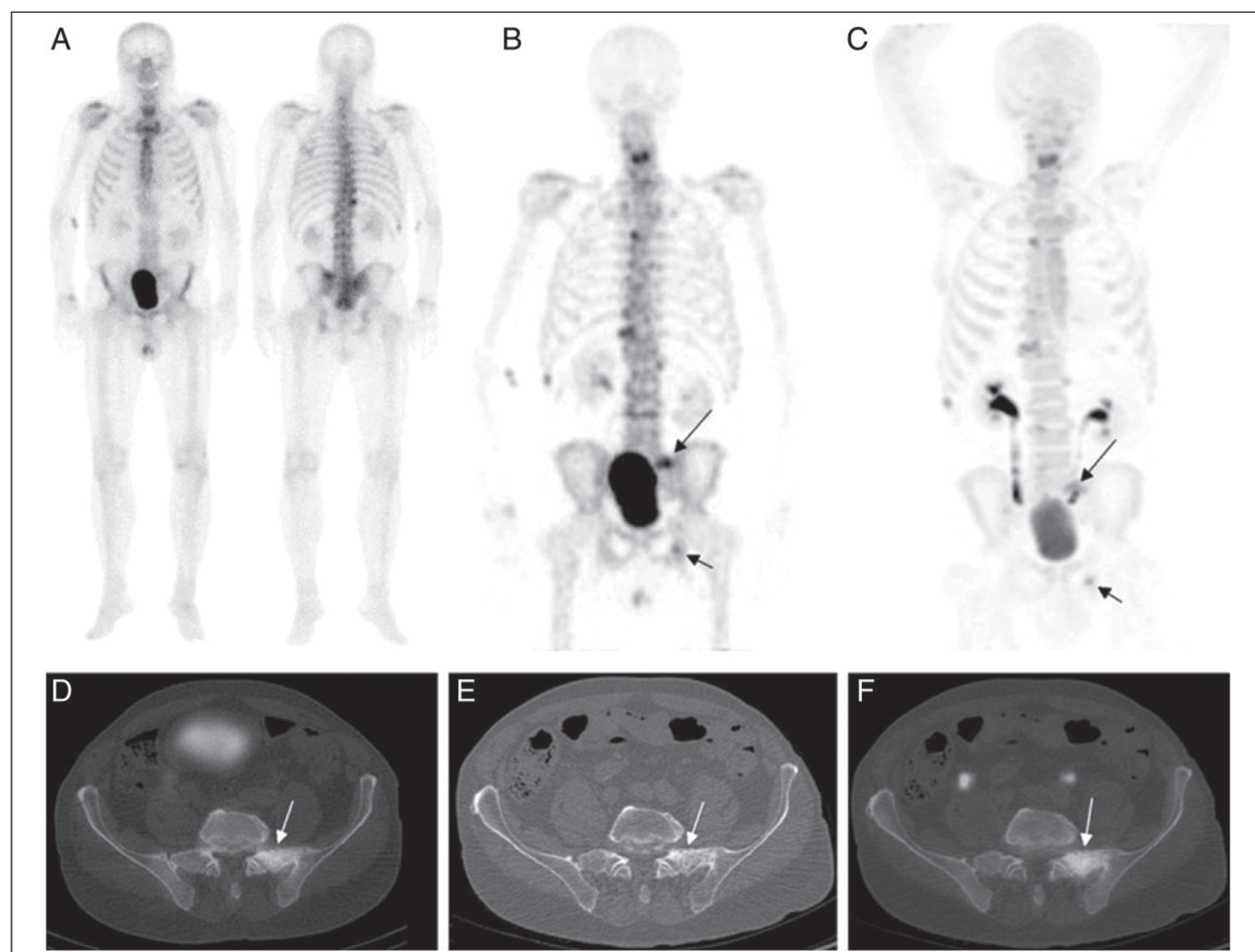


Рисунок 1. А — планарна остеосцинтиграфія всього тіла в передній і задній прямих проекціях: відсутність метастазів у кістках скелета за дихотомічною шкалою; В, D, E — ОФЕКТ-КТ; С, F — NaF-ПЕТ: виявлено метастатичні ураження на проекційних зображеннях максимальної інтенсивності (чорні стрілки) [13]

ді, краще стратифікувати стан пацієнта, оцінити його стабільність, забезпечуючи засоби діагностичного порівняння.

Цифрові параметри повинні бути точними, мати клінічне значення і бути специфічними для конкретних діагностичних умов. Візуальне сортування для визначення дискретних чисел для моделей поглинання є напівкількісним підходом, що може доповнювати клінічні звіти з числовими даними [1, 22]. Однак це суб'єктивний метод, що не завжди відображає клінічну картину. Кількість підрахунків у певній ділянці, що досліджується, сама по собі не дає діагностичних даних, які є специфічними для пацієнта, і не коригується для введеної радіоактивності [10, 40]. Альтернативно, результати можуть бути виражені в абсолютних значеннях концентрації радіоактивності (Бк/см³ або Бк/мл), що є корисним для дослідження авідності (наприклад, для пухлин) [18]. Середній відсоток стандартизованого накопичення ($ВСН_{\text{середн.}}$) всього обсягу ділянки дослідження може бути розрахований, але розмір і форма обсягу будуть залежати від вибору методу сегментації. Для аналізу діагностичних даних можна застосовувати максимальне значення $ВСН_{\text{макс.}}$ та максимальне значення воксела. Альтернативною значенню $ВСН_{\text{макс.}}$, що застосовується при інтерпретації діагностичних даних позитронної емісійної томографії (ПЕТ), є пікове значення $ВСН_{\text{піка}}$, що також може бути застосовано для кількісної оцінки результатів ОФЕКТ [32]. Однак ця метрика часто є недоступною в комерційному кількісному програмному забезпеченні ОФЕКТ [4]. При здійсненні ОФЕКТ всього тіла метастатичне ураження кісткової тканини (середнє поглинання \times обсяг) може надавати додаткову інформацію щодо поширення захворювання шляхом проведення кількісної оцінки навантаження на все тіло до і після радіонуклідної терапії [38].

Протягом останніх кількох десятиліть проведено різноманітні дослідження в галузі кількісної скелетної візуалізації, але на сучасному етапі і досі залишається низка питань щодо застосування тих чи інших досліджень при конкретних нозологічних формах та для даного діапазону демографічних параметрів пацієнтів. Найбільш поширеним показанням для радіонуклідної скелетної візуалізації є онкологічна патологія, а саме рак передміхурової та щитоподібної залози. В той же час недостатній охват даними дослідженнями спостерігається при кісткових інфекційних процесах та метаболічних захворюваннях. Тільки нещодавно з'явилися роботи, що присвячені кількісній оцінці діагностичних даних шляхом розрахунку $ВСН$, які отримано при тривимірній візуалізації [8]. Однак більша частина результатів кількісних радіонуклідних досліджень не порівнювалась і не мала верифікації з клінічними та лабораторними діагностичними даними. Результати радіонуклідних досліджень можуть бути верифікованими через кореляційний аналіз або пряме порівняння із золотими стандартами у вигляді діагностичних даних інших зображень та відповідних біомаркерів (наприклад, вмісту кісткового мінералу, рівня лужної фос-

фатази, рівня специфічного антигену передміхурової залози тощо).

Для здійснення діагностичного аналізу радіонуклідних досліджень відсутній чітко визначений діапазон цифрових значень, що допомагає ідентифікувати «нормальну» і патологічну тканину.

У хронічній фазі запального процесу і ремодельовання тканин у хондральних тканинах навколокісткового простору спостерігаються кальцифікація та окостиніння. Інший остеобластичний механізм може вплинути на параметр $ВСН$ при раку передміхурової залози з метастазами в кістках і дегенеративними змінами, що відображають патологічну остеобластичну природу активності раку передміхурової залози у пацієнтів з високими значеннями $ВСН$ [20]. Показано зв'язок між концентрацією радіоактивності та вмістом кісткового мінералу ^{99m}Tc-DPD [8, 23].

$ВСН$ — це один із найбільш ефективних показників кількісної оцінки розподілу радіоактивності. Наприклад, нормалізація його параметрів призводить до певного покращення клінічного стану пацієнта, що має важливе значення в контексті моніторингу патологічного процесу.

Незважаючи на те, що параметр $ВСН$ є інструментом, що призначений для кількісного визначення активних ділянок метаболізму при застосуванні ПЕТ з ¹⁸F-фтордизоксиглюкозою (¹⁸F-ФДГ ПЕТ), розрахунок даного показника набуває актуальності при застосуванні рутинної ОФЕКТ (рис. 2) [20]. Слід зазначити, що оцінка генерування кількісного параметра, яка зазвичай пов'язана з певним патологічним станом, може бути складною для інтерпретації, оскільки деякі показники $ВСН$ неспецифічно потрапляють в одну низку з аномальними діапазонами для багатьох умов, і, зважаючи на відсутність статистичної точності, можуть виходити за межі коректних значень. За даними літератури досліджувалась ефективність розрахунку $ВСН$ патологічних та інтактних ділянок з метою візуалізації кісткових метастазів раку передміхурової залози шляхом остеосцинтиграфії з ^{99m}Tc-MDP [23]. Було визначено $ВСН$ для тіл хребців ($7,58 \pm 2,42$ у грудному відділі хребта і $8,12 \pm 2,24$ — у поперековому), що відповідали результатам попередніх досліджень [8, 20]. За допомогою кількісних параметрів $ВСН$ ефективно диференціювались метастази ($40,90 \pm 33,46$) від дегенеративних змін хребців ($16,73 \pm 6,74$). Автори підкреслюють, що дискримінація активного метастазування кісток може бути встановлена з високою точністю у пацієнтів із раком передміхурової залози. Таким чином, показник $ВСН$ кісток скелета слід розглядати як надійний остеобластичний маркер для діагностики активних кісткових метастазів з вірогідною точністю.

Проте слід зазначити, що дослідники включили в дослідження лише показники $ВСН$ для трьох найбільш «гарячих» вогнищ уражень. Крім того, автори застосовували нормальні діапазони до локальних досліджень і виявили, що фізіологічне поглинання є кількісно неоднозначним (рис. 3).

Візуалізація в ядерній медицині заснована на принципах трасера, тобто намагання розуміння фізіологічного або біохімічного процесу (наприклад, посилення васкуляризації та ремоделювання кісткової тканини навколо пухлини). Зазвичай це інтерпретація візуальної оцінки інтенсивності та ступеня поглинання фокусної або системної радіоактивності в отриманих зображеннях. На думку науковців, очевидних клінічних відмінностей результатів оцінки кількісних показників при застосуванні ОФЕКТ порівняно з даними ПЕТ не було виявлено [1, 12].

Згідно з керівництвом Європейської асоціації ядерної медицини (EANM), чинники, які необхідно вра-

ховувати при інтерпретації зображень ОФЕКТ, включають локалізацію, інтенсивність, розмір, форму і кількість виявлених уражень [39].

Слід зазначити, що деякі патологічні процеси кісткової системи мають вірогідне збільшення показників ВСН в периферичних ділянках ураження та зменшення параметрів ВСН всередині вогнища ураження (наприклад, у зоні остеонекрозу), та навпаки — при метастатичному процесі.

Отже, кількісна оцінка може бути включена до поточної звітності та доповнювати поточні клінічні та діагностичні рекомендації. Необхідно розуміти, наскільки дисперсія між пацієнтами пов'язана з фізіо-

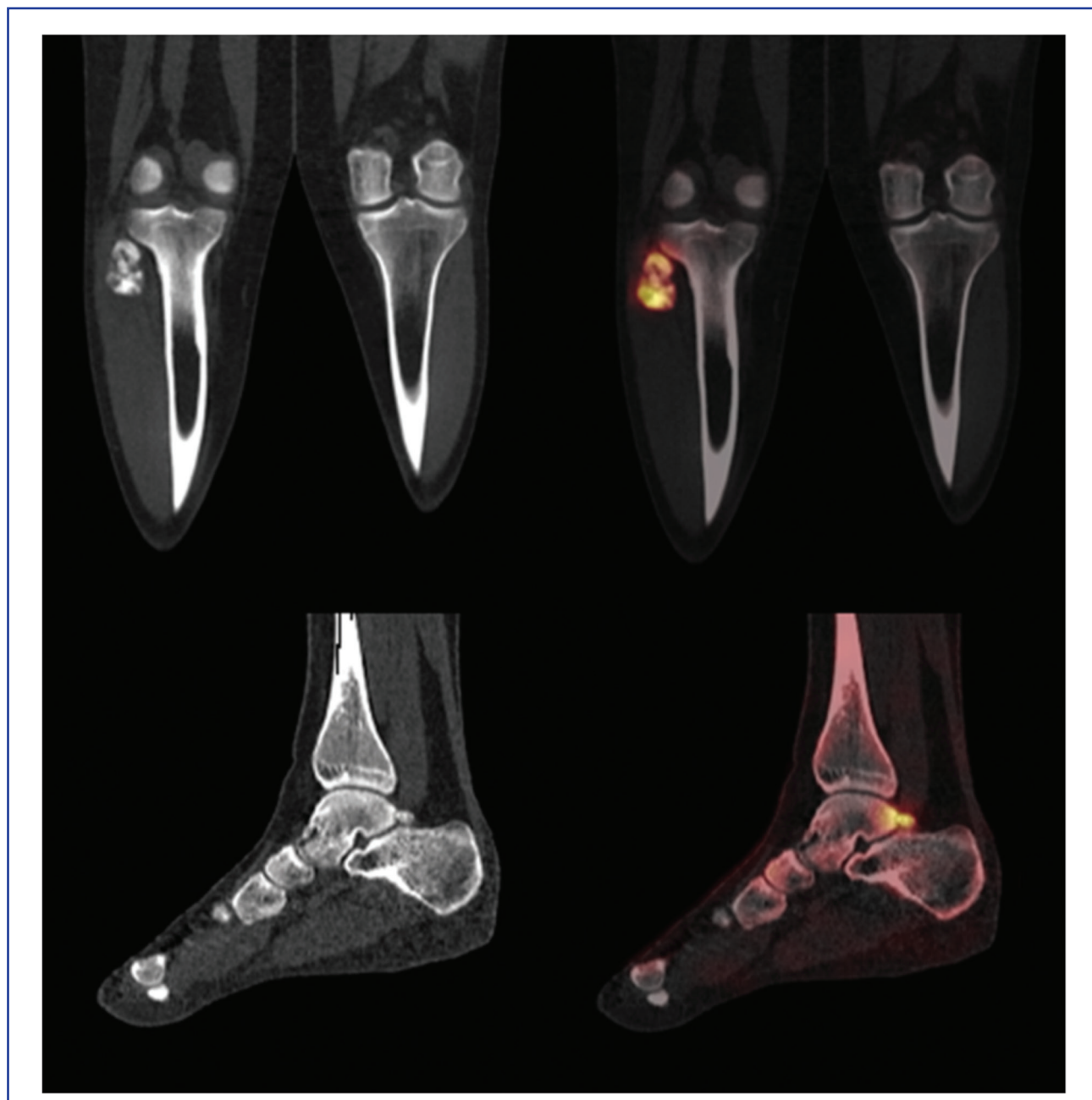


Рисунок 2. ОФЕКТ (Siemens Healthineers) візуалізація правої стопи пацієнта М., 18 років. Гігантклітинна пухлина проксимального відділу маломілкової кістки

логічними або біохімічними процесами поглинання радіоактивних випромінювачів, які ми вивчаємо [17]. Завдяки кінетичному моделюванню отримана можливість математичного врахування різних складових моделей динаміки радіочастот, щоб зрозуміти взаємозв'язок між кровотоком, активністю ремоделювання кісток і клінічним станом пацієнтів.

Завдяки гамма-камерам, що здатні виконувати ОФЕКТ-КТ, та наявності комерційних програм для обробки діагностичної інформації, які є доступними департаментам ядерної медицини, дана методика може стати рутинною та без особливих

технічних труднощів застосовуватись в багатьох відділеннях, які мають відповідні можливості [25]. Слід зазначити, що комерційні постачальники, такі як GE Healthcare, Hermes Medical Solutions, MIM, Osirix і Siemens Healthineers, на сучасному етапі пропонують різні пакети програмного забезпечення, що оснащені інструментами кількісної обробки діагностичної інформації. Їх спеціалізовані програми забезпечують користувачів діагностичною інформацією на рівні графічного інтерфейсу, що дозволяє проводити оцінку поглинання РФП в певних «зонах інтересу». Кожна з діагностичних платформ має як влас-

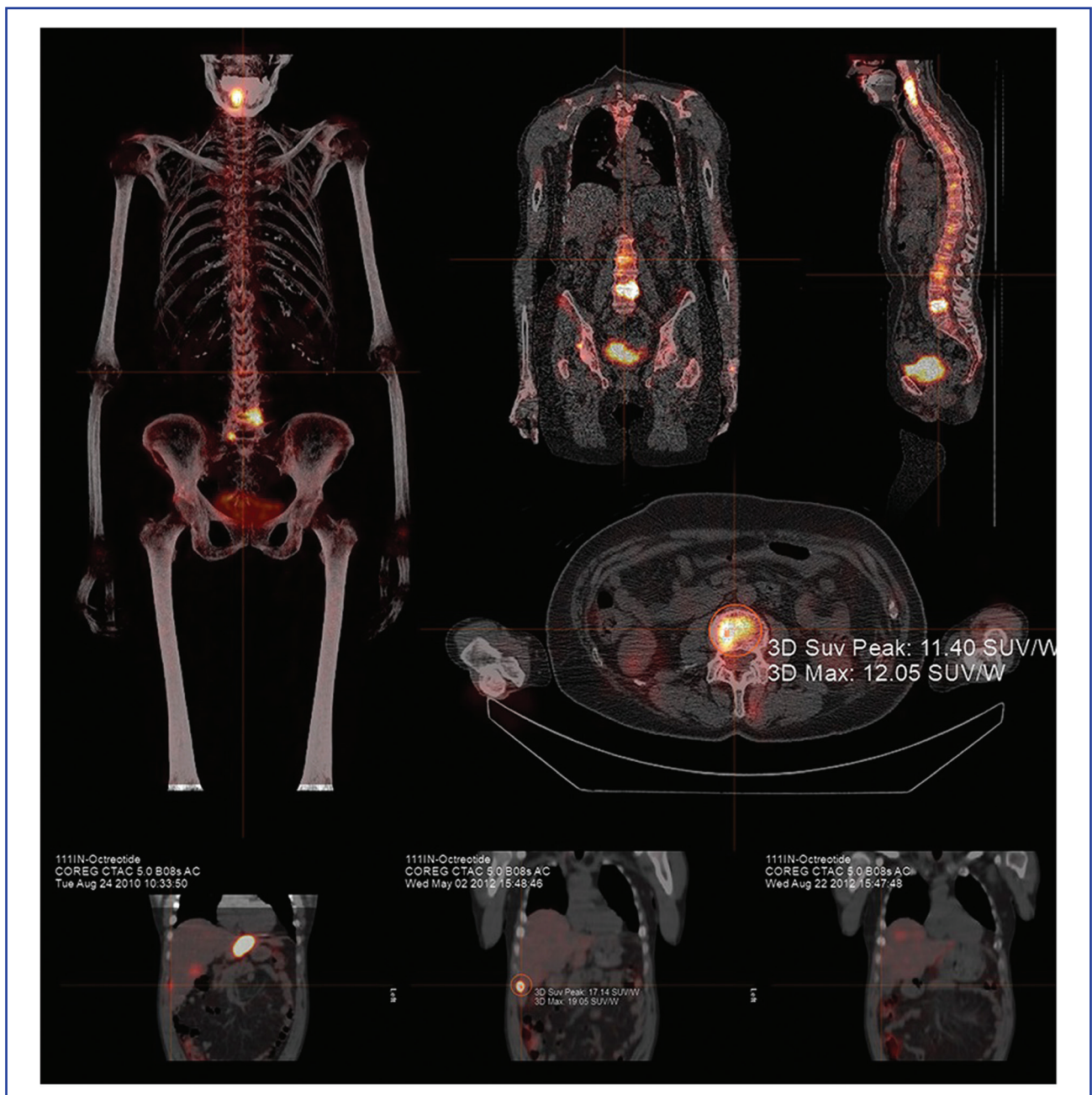


Рисунок 3. Абсолютне кількісне визначення параметрів BSC за допомогою Hybrid Recon™ (Hermes Medical Solutions). $BSC_{\text{макс.}}$ 12,05; $BSC_{\text{піка}}$ 11,40, що сформовані в окресленій області поперекового відділу хребта

ні плюси (наприклад, сучасна модель компенсаторного розрахунку Монте-Карло), так і мінуси (наприклад, вартість).

Отримані науковцями результати кількісної візуалізації нерозривно пов'язані з якістю зображення [7]. При здійсненні ПЕТ-візуалізації відомо, що результати кількісної оцінки діагностичних даних можуть містити несподівані, але цілком зрозумілі ефекти візуалізації («артефакти»), що включають вплив різних часів поглинання РФП, рівня глюкози в крові, поглинання індикатора за рахунок коричневого жиру тощо. Тим не менш автори змогли показати, що отримані кількісні параметри можуть мати клінічне значення [11]. При виконанні ОФЕКТ скелета кількісні неточності можуть виникати за рахунок взаємодії кількох радіоізотопних лікарських засобів, наприклад з домішками заліза, металевих артефактів, також є певна залежність від рівня гормонів (наприклад, естрогену). За даними інших авторів, на результат кількісної оцінки ОФЕКТ може впливати час придбання та умови реконструкції зображення, такі як кількість ітерацій і піднаборів, що застосовуються для ітеративного алгоритму реконструкції, максимізація очікуваного піднабору (OSEM), фільтрація зображень, корекція розсіювання, а також параметри корекції ослаблення [9, 29, 37].

Робоча група з програмного забезпечення ядерної медицини (ІРЕМ) провела аудиторську перевірку кількісних характеристик різних пакетів програмних засобів реконструкції ОФЕКТ у Великій Британії [19]. Висновки, що були опубліковані в 2002 році, продемонстрували вражаючі відмінності в числових результатах, отриманих при одержанні подібних між собою проєкційних даних, навіть у деяких випадках, коли порівнювали результати, що отримані з різною візуалізацією того ж самого програмного забезпечення. У поєднанні з іншими факторами, що сприяють невизначеності точності та розташування поглинаючого випромінювача, перед клінічним дослідженням слід проводити ретельну перевірку застосування обраної методики. Її важливість підкреслюється відомими невідповідностями між візуальними та кількісними інтерпретаціями [5, 24].

Однак останніми роками зроблено крок уперед. У твердотільних гамма-камерах помітно збільшилась чутливість енергетичної роздільності [26]. Тканинні ділянки «інтересу» вже зазвичай напівавтоматично сегментовані, а обчислювальні процедури, такі як посів, інтерполяція і пороговий діапазон, є звичайно доступними. Тим не менш залишаються і деякі питання, наприклад, в деяких випадках візуалізується неоднозначне поглинання РФП у кістках. Вирішення даного питання полягає у площині використання більш складних методів компенсації ефектів часткового обсягу, що може підвищити точність поправок, оскільки вони зроблені специфічно для просторового розрізнення конкретної системи «коліматор-детектор». Зокрема, моделі Монте-Карло можна більш точно використовувати для оцінки внесків фотонно-

го розсіювання. На сучасному етапі поширені методи компенсації підкріплюються виключенням енергетичної дискримінації.

Перспективи застосування кількісних параметрів ОФЕКТ кісток скелета

З технологічної точки зору, клінічні відділи ядерної медицини зазвичай мають доступ до необхідного програмного забезпечення для виконання кількісних вимірювань. У 2016 році EANM узагальнила поточний стан кількісної ОФЕКТ кісткової системи наступним чином [39]: «Кількісна ОФЕКТ/КТ кісток скелета є новою методикою з потенційно корисним застосуванням в моніторингу відповіді на лікування патологічних процесів кісткової системи. Однак остаточно роль ОФЕКТ у звичайній клінічній практиці досі ще не визначено».

Необхідне ретельне обрахування економічної ефективності рутинного застосування в клінічній практиці кількісної ОФЕКТ кісток скелета [34]. Без переконливих і суттєвих доказів клінічної користі для окремих галузей суміжних клінічних департаментів, а також з урахуванням вимог щодо ресурсів, не в останню чергу, часу, що витрачає персонал, важко розглядати ОФЕКТ кісткової системи як місцевий і комунальний пріоритет [2, 3, 42].

Результати дослідження ОФЕКТ/КТ кісткової системи зазвичай мають не дуже високу специфічність [14, 39]. В даному контексті NaF-ПЕТ візуалізація є безумовним кроком уперед. ПЕТ, як правило, має кращу роздільну здатність і чутливість та, апріорі, орієнтована для кількісного обчислення отриманих діагностичних даних [6, 31, 33]. Однак слід зауважити, що попит на ПЕТ є високим, його застосування досить дорогим, в той час як даних, що підтверджують рутинне застосування ПЕТ при патології кісткової системи, відносно недостатньо. Таким чином, існує помітний стимул для впровадження кількісної ОФЕКТ шляхом застосування параметра ВСН. Показники $ВСН_{\text{макс}}$ та $ВСН_{\text{піка}}$ слід вважати найбільш оптимальними параметрами для кількісного визначення фокального поглинання РФП [35, 41]. В той час як $ВСН_{\text{макс}}$, за оцінкою науковців, є нашим найбільш корисним і вживаним параметром кількісного обрахунку ОФЕКТ, розуміння значення екстрагованих чисел за результатами оцінки даних остеосцинтиграфії все ще відносно невелике [20]. Щоб зменшити невизначеність, необхідно залучати більш вузькі підгрупи хворих (наприклад, за віком, зростом, масою, статтю тощо), що мають специфічні умови, для того щоб створити відповідну доказову базу. Проте необхідні подальші технологічні вдосконалення для того, щоб розрахунок кількісних параметрів ОФЕКТ шляхом обчислення ВСН став частиною звичайної медичної практики.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Al-Riyami K., Vöö S., Gnanasegaran G. et al. The role of bone SPECT/CT in patients with persistent or recurrent lumbar pain following lumbar spine stabilization surgery. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. 2018. Vol. 73. P. 968. doi: 10.1007/s00259-018-4141-x.
2. Armstrong A.J., Anand A., Edenbrandt L. et al. Phase 3 Assessment of the Automated Bone Scan Index as a Prognostic Imaging Biomarker of Overall Survival in Men With Metastatic Castration-Resistant Prostate Cancer. *JAMA Oncol*. 2018. Vol. 4. № 7. P. 944-951. doi: 10.1001/jamaoncol.2018.1093.
3. Armstrong I.S., Hoffmann S.A. Activity concentration measurements using a conjugate gradient (Siemens xSPECT) reconstruction algorithm in SPECT/CT. *Nucl. Med. Commun*. 2016. Vol. 37. № 11. P. 1212-1217. doi: 10.1097/MNM.0000000000000586.
4. Bailey D.L., Willows K.P. An evidence-based review of quantitative SPECT imaging and potential clinical applications. *J. Nucl. Med*. 2013. Vol. 54. P. 83-89. doi: 10.2967/jnumed.112.111476.
5. Beck M., Sanders J.C., Ritt P. et al. Longitudinal analysis of bone metabolism using SPECT/CT and ^{99m}Tc-diphosphono-propanedicarboxylic acid: comparison of visual and quantitative analysis. *EJNMMI Res*. 2016. Vol. 6. P. 60. doi: 10.1186/s13550-016-0217-4.
6. Beheshti M., Mottaghy F.M., Paycha F. et al. ¹⁸F-NaF PET/CT: EANM procedure guidelines for bone imaging. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. 2015. Vol. 42. P. 1767-1777. doi: 10.1007/s00259-015-3138-y.
7. Buchbender C., Hartung-Knemeyer V., Forsting M. et al. Positron emission tomography (PET) attenuation correction artefacts in PET/CT and PET/MRI. *Br. J. Radiol*. 2013. Vol. 86. № 1025. P. 20120570. doi: 10.1259/bjr.20120570.
8. Cachovan M., Vija A.H., Hornegger J. et al. Quantification of ^{99m}Tc-DPD concentration in the lumbar spine with SPECT/CT. *EJNMMI Res*. 2013. Vol. 3. P. 45. doi: 10.1186/2191-219X-3-45.
9. Chicco A., Lin P., Som S. Assessment and correction of partial volume effect in SPECT/CT. *J. Intern. Med*. 2015. Vol. 45. P. 1-2. doi: 10.1088/0031-9155/56/16/018.
10. Chirindel A., Alluri K.C., Tahari A.K. et al. Liver standardized uptake value corrected for lean body mass at FDG PET/CT: effect of FDG uptake time. *Clin. Nucl. Med*. 2015. Vol. 40. P. 17-22. doi: 10.1097/RLU.0000000000000446.
11. Choi J., Kim J.W., Jeon T.J. et al. The ¹⁸F-FDG PET/CT response to radiotherapy for patients with spinal metastasis correlated with the clinical outcomes. *PLoS One*. 2018. Vol. 13. P. 0204918. doi: 10.1371/journal.pone.0204918.
12. De Laroche R., Simon E., Suignard N. et al. Clinical interest of quantitative bone SPECT-CT in the preoperative assessment of knee osteoarthritis. *Medicine (Baltimore)*. 2018. Vol. 97. P. 11943. doi: 10.1097/MD.00000000000011943.
13. Fonager R.F., Zacho H.D., Langkilde N.C. et al. Diagnostic test accuracy study of ¹⁸F-sodium fluoride PET/CT, ^{99m}Tc-labelled diphosphonate SPECT/CT, and planar bone scintigraphy for diagnosis of bone metastases in newly diagnosed, high-risk prostate cancer. *Am. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. 2017. Vol. 7. P. 218-227.
14. Haraldsen A., Bluhme H., Røhl L. et al. Single photon emission computed tomography (SPECT) and SPECT/low-dose computerized tomography did not increase sensitivity or specificity compared to planar bone scintigraphy for detection of bone metastases in advanced breast cancer. *Clin. Physiol. Funct. Imaging*. 2016. Vol. 36. № 1. P. 40-46. doi: 10.1111/cpf.12191.
15. Helyar V., Mohan H.K., Barwick T. et al. The added value of multislice SPECT/CT in patients with equivocal bony metastasis from carcinoma of the prostate. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. 2010. Vol. 37. P. 706-713. doi: 10.1007/s00259-009-1334-3.
16. Hetzel M., Arslanemir C., König H.-H. et al. ¹⁸F-NaF PET for detection of bone metastases in lung cancer: accuracy, cost-effectiveness, and impact on patient management. *J. Bone Miner. Res*. 2003. Vol. 18. P. 2206-2214. doi: 10.1359/jbmr.2003.18.12.2206.
17. Holman B.F., Cuplov V., Millner L. et al. Improved correction for the tissue fraction effect in lung PET/CT imaging. *Phys. Med. Biol*. 2015. Vol. 60. P. 7387-7402. doi: 10.1088/0031-9155/60/18/7387.
18. Huang S.C. Anatomy of SUV. Standardized uptake value. *Nucl. Med. Biol*. 2000. Vol. 27. P. 643-646.
19. Jarritt P.H., Whalley D.R., Skrypnik J.V. et al. UK audit of single photon emission computed tomography reconstruction software using software generated phantoms. *Nucl. Med. Commun*. 2002. Vol. 23. P. 483-491.
20. Kaneta T., Ogawa M., Daisaki H. et al. SUV measurement of normal vertebrae using SPECT/CT with ^{99m}Tc-methylene diphosphonate. *Am. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. 2016. Vol. 6. P. 262-268.
21. Korol P., Tkachenko M. The role of bone scintigraphy in differential diagnosis of knee inflammatory processes. *Fundamental and applied sciences today*. 2014. Vol. 1. P. 53-55 (in Ukrainian).
22. Kim J., Lee H.-H., Kang Y. et al. Maximum standardised uptake value of quantitative bone SPECT/CT in patients with medial compartment osteoarthritis of the knee. *Clin. Radiol*. 2017. Vol. 72. P. 580-589. doi: 10.1016/j.crad.2017.03.009.
23. Kuji I., Yamane T., Seto A. et al. Skeletal standardized uptake values obtained by quantitative SPECT/CT as an osteoblastic biomarker for the discrimination of active bone metastasis in prostate cancer. *European J. Hybrid. Imaging*. 2017. Vol. 1. P. 1-16. doi: 10.1186/s41824-017-0006-y.
24. López Buitrago D.F., Ruiz Botero J., Corral C.M. Comparison of ^{99m}Tc-MDP SPECT qualitative vs quantitative results in patients with suspected condylar hyperplasia. *Rev. Esp. Med. Nucl. Imagen. Mol*. 2017. Vol. 36. P. 207-211. doi: 10.1016/j.rem.2017.01.003.
25. Miyaji N., Miwa K., Motegi K. et al. Validation of cross-calibration schemes for quantitative bone SPECT/CT using different sources under various geometric conditions. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi*. 2017. Vol. 73. № 6. P. 443-450. doi: 10.6009/jjrt.2017_JSRT_73.6.443.
26. Nakahara T., Daisaki H., Yamamoto Y. et al. Use of a digital phantom developed by QIBA for harmonizing SUVs obtained from the state-of-the-art SPECT/CT systems: a multicenter study. *EJNMMI Res*. 2017. Vol. 7. P. 53. doi: 10.1186/s13550-017-0300-5.

27. O'Mahoney E., Murray I. Evaluation of a matched filter resolution recovery reconstruction algorithm for SPECT-Ct imaging. *Nucl. Med. Commun.* 2013. Vol. 34. № 3. P. 240-248. doi: 10.1097/MNM.0b013e32835ce5b5.
28. Palmedo H., Marx C., Ebert A. et al. Whole-body SPECT/CT for bone scintigraphy: diagnostic value and effect on patient management in oncological patients. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 2014. Vol. 41. P. 59-67. doi: 10.1007/s00259-013-2532-6.
29. Sanderson T., Gear J.I., Murray I. et al. The impact of background ratios in calibration phantoms on the accuracy of dosimetry for Y-90 DOTATATE. *Nucl. Med. Commun.* 2015. Vol. 36. № 5. P. 512-547.
30. Schirrmester H., Glatting G., Hetzel J. et al. Prospective evaluation of the clinical value of planar bone scans, SPECT, and 18F-labeled NaF PET in newly diagnosed lung cancer. *J. Nucl. Med.* 2001. Vol. 42. P. 1800-1804.
31. Segall G., Delbeke D., Stabin M.G. et al. SNM practice guideline for sodium 18F-fluoride PET/CT bone scans 1.0. *J. Nucl. Med.* 2010. Vol. 51. № 11. P. 1813-1820. doi: 10.2967/jnumed.110.082263.
32. Sher A., Lacoeyille F., Fosse P. et al. For avid glucose tumors, the SUV peak is the most reliable parameter for [18F] FDG-PET/CT quantification, regardless of acquisition time. *EJNMMI Res.* 2016. Vol. 6. P. 21. doi: 10.1186/s13550-016-0177-8.
33. Stauss J., Hahn K., Mann M. et al. Guidelines for paediatric bone scanning with 99mTc-labelled radiopharmaceuticals and 18F-fluoride. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 2010. Vol. 37. № 8. P. 1621-1628. doi: 10.1007/s00259-010-1492-3.
34. Stokke C., Gabiña P.M., P. Solný et al. Dosimetry-based treatment planning for molecular radiotherapy: a summary of the 2017 report from the Internal Dosimetry Task Force. *EJNMMI Phys.* 2017. Vol. 4. P. 27. doi: 10.1186/s40658-017-0194-3.
35. Suh M.S., Lee W.W., Kim Y.-K. et al. Maximum standardized uptake value of 99mTc hydroxymethylene diphosphonate SPECT/CT for the evaluation of temporomandibular joint disorder. *Radiology.* 2016. Vol. 280. № 3. P. 890-896. doi: 10.1148/radiol.2016152294.
36. Tkachenko M., Korol P. The role of three/phase bone scintigraphy in arthroplasty of hip and knee joints of clean/up workers of Chernobyl accident. *Problems of radiation medicine and radiobiology.* 2017. Vol. 22. P. 476-483 (in Ukrainian).
37. Tsujimoto M., Shirakawa S., Teramoto A. et al. Fluctuation of quantitative values on acquisition time and the reconstruction conditions in 99mTc-SPECT. *Nucl. Med. Commun.* 2018. Vol. 39. P. 601-609. doi: 10.1097/MNM.0000000000000854.
38. Umeda T., Koizumi M., Fukai S. et al. Evaluation of bone metastatic burden by bone SPECT/CT in metastatic prostate cancer patients: defining threshold value for total bone uptake and assessment in radium-223 treated patients. *Ann. Nucl. Med.* 2018. Vol. 32. P. 105-113. doi: 10.1007/s12149-017-1224-x.
39. Van den Wyngaert T., Strobel K., Kampen W.U. et al. The EANM practice guidelines for bone scintigraphy. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 2016. Vol. 43. P. 1723-1738. doi: 10.1007/s00259-016-3415-4.
40. Wang R., Duan X., Shen C. et al. A retrospective study of SPECT/CT scans using SUV measurement of the normal pelvis with Tc-99m methylenediphosphonate. *J. Xray Sci. Technol.* 2018. Vol. 26. № 6. P. 895-908. doi: 10.3233/XST-180391.
41. Yamane T., Kuji I., Seto A. Quantification of osteoblastic activity in epiphyseal growth plates by quantitative bone SPECT/CT. *Skelet Radiol.* 2018. Vol. 47. № 6. P. 805-810. doi: 10.1007/s00256-017-2861-9.
42. Zacho H.D., Biurrin Manresa J.A., Aleksyniene R. et al. Three-minute SPECT/CT is sufficient for the assessment of bone metastasis as add-on to planar bone scintigraphy: prospective head-to-head comparison to 11-min SPECT/CT. *EJNMMI Res.* 2017. Vol. 7. P. 1. doi: 10.1186/s13550-016-0252-1.

Отримано/Received 13.06.2019

Рецензовано/Revised 28.06.2019

Прийнято до друку/Accepted 16.07.2019 ■

Король П.А.^{1,2}, Самохин А.В.², Ткаченко М.Н.¹¹Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца, г. Киев, Украина²Киевская городская клиническая больница № 12, г. Киев, Украина

Перспективы количественной оценки результатов однофотонной эмиссионной компьютерной томографии костной системы (обзор литературы)

Резюме. В обзоре литературы рассмотрены вопросы перспективы количественной оценки результатов однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) костной системы. Синтез функциональной информации, полученной с помощью ОФЭКТ в комплексе с высоким разрешением КТ, позволяет эффективно определять патологический метаболизм в костях с одновременной оценкой сосуществующих структурных изменений. Показатели максимального процента стандартизированного накопления (ПСН) радиофармпрепарата (РФП) и пикового процента стандартизированного накопления следует считать наиболее оптимальными параметрами

количественного определения фокального поглощения РФП. В дальнейшем необходимо привлекать более узкие подгруппы больных (например, по возрасту, росту, массе, полу и т.д.), имеющих специфические условия, для того чтобы создать соответствующую доказательную базу. Однако необходимы дальнейшие технологические усовершенствования для того, чтобы расчет количественных параметров ОФЭКТ путем вычисления ПСН стал частью обычной медицинской практики.

Ключевые слова: однофотонная эмиссионная компьютерная томография; радиофармпрепарат; процент стандартизированного накопления; обзор

P.O. Korol^{1,2}, A.V. Samokhin², M.M. Tkachenko¹

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²Kyiv City Clinical Hospital 12, Kyiv, Ukraine

Prospects for the quantitative assessment of the results of single-photon emission computed tomography of the skeletal system (literature review)

Abstract. The review of the literature examines the prospects for the quantitative assessment of the results of single-photon emission computed tomography (SPECT) of the skeletal system. Synthesis of functional information obtained using SPECT together with high resolution computed tomography allows you to effectively determine the pathological metabolism in the bones with the simultaneous assessment of coexisting structural changes. Indicators of the maximum standardized uptake value of the radiopharmaceutical and the peak standardized uptake value should be considered the most optimal parameters for the

quantitative determination of the focal absorption of radiopharmaceutical. In the future, it is necessary to attract narrower subgroups of patients (for example, by age, height, weight, sex, etc.) that have specific conditions in order to create an appropriate evidence base. However, further technological improvements are needed to make the calculation of quantitative SPECT parameters, by determining the standardized uptake value, a part of normal medical practice.

Keywords: single-photon emission computed tomography; radiopharmaceutical; standardized uptake value; review