

УДК 539.1.074.3:615.849
PACS number(s): 21.60.KA 29.40.MC

ПРЕЦИЗИЙНА СЦИНТИЛЯЦІЙНА СИСТЕМА ВИСОКОЇ РОЗДІЛЬНОЇ ЗДАТНОСТІ

О. Дьомін, А. Раєвський, О. Скибін

*Інститут сцинтиляційних матеріалів НАН України
Лабораторія іонізуючого випромінювання
пр. Леніна, 60, 61001 Харків, Україна
e-mail: demin@isc.kharkov.com, skibin@isc.kharkov.com*

Проведені теоретичні дослідження дали змогу створити алгоритм тривимірної томографічної реконструкції для циліндричної гамма-камери з коліматором типу pin-hole. Було відшукано оптимальну кількість pin-hole коліматорів, для формування зображення по всій площі циліндричного детектора.

Ключові слова: тривимірна томографія, гамма-камера, pin-hole.

На сьогодні радіонуклідна діагностика посідає стабільне четверте місце серед методів медичної візуалізації після рентгенівської, ультразвукової та магнітно-резонансної діагностики [1]. Її унікальність полягає в тому, що вона єдина з перелічених методів інформує про функціональний стан органів та систем організму, що досліджується. Усі інші методи медичної візуалізації створюють зображення морфологічної структури організму. Суть методу визначається тим, що пацієнту роблять ін'єкцію радіонуклідного препарату, який має дві компоненти – біологічно активну та міткову. Ці компоненти з'єднують безпосередньо перед дослідженням і вони утворюють хімічно стійку сполуку. Після введення біологічно активна компонента вступає у фізіологічний процес, наприклад це метаболізм ракових клітин. Унаслідок цього процесу радіофармпрепарат накопичується в органі або системі, що досліджується. Радіонуклідна мітка, що сполучена з біоактивною частиною, накопичується в тому самому місці. Радіонуклід випромінює гамма-кванти, які можуть бути зареєстровані. Аналізуючи інтенсивність та просторовий розподіл гамма-випромінювання, фізична апаратура має змогу визначити просторову густину розподілу радіофармпрепарату. Отож, радіонуклідний метод може візуалізувати не просто пухлину, а саме ракову пухлину, не просто печінку, а ту частину паренхіми печінки, що нормально функціонує.

Головним недоліком радіонуклідного методу є низька роздільна здатність. Для звичайних гамма-камер вона становить приблизно 3–4 мм. Така роздільна здатність достатня, коли йдеться про обстеження людини чи великої тварини. Але вона недостатня, коли потрібно досліджувати маленьку лабораторну тварину, розмір якої становить кілька сантиметрів, наприклад, мишу. Таке завдання дуже актуальне при клінічних випробуваннях нових фармакологічних препаратів. Фармакологи повинні

знати якнайбільше про стан здоров'я піддослідних тварин, у тому числі й про функціональний стан їхніх органів.

Тому актуальності набуває завдання розробки прецизійної сцинтиляційної системи для досліджень дії радіофармакологічних препаратів на піддослідних тваринах.

Для вирішення проблеми роздільної здатності запропоновано застосувати коліматор pin-hole. Принцип дії коліматора pin-hole подібне до принципу камери Обскура. Коліматор є отвором маленького діаметра у свинцевій пластині. Свинцева пластина поглинає усі гамма промені, що потрапили на неї. Отож до зображення пройдуть тільки ті промені, що потрапили в отвір. Такі промені утворюють два просторові конуси з вершинами в отворі – у напрямі об'єкта та зображення.

Ми досліджуємо прецизійну гамма-камеру з циліндричним детектором та коліматором типу pin-hole. Схема сканування дає підстави розбити тривимірну томографічну задачу на незалежні двовимірні задачі у поперечних зрізах. Тривимірна функція тоді складається зі знайдених двовимірних зрізів, які кладуть один на одного вздовж осі z . У нашому випадку маємо лише одну площину, незалежну від інших. Це площина у якій обертається витвір коліматора пін-хол. Тільки для неї доцільне твердження: якщо лінія проєкції належить до площини, то і всі промені, що становлять цю проєкцію, також лежать у тій самій площині. Тривимірну схему пін-хол сканування показано на рис. 1.

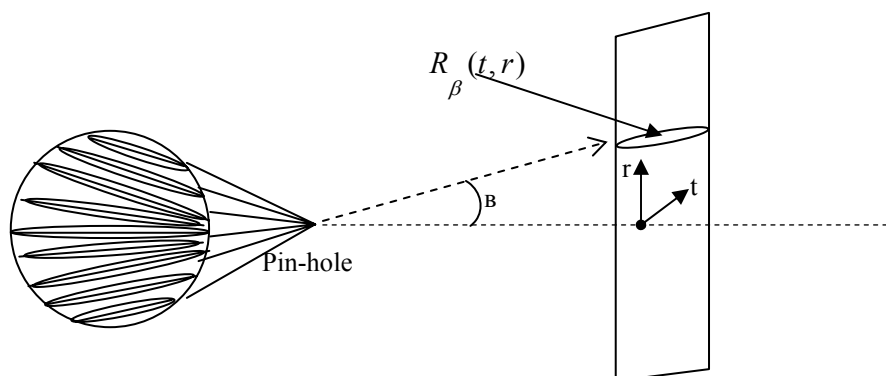


Рис. 1. Схема сканування при використанні pin-hole коліматора

Отже ми можемо використати формулу для двовірної томографічної реконструкції з метою отримання функції розподілу препарату у кожному зрізі. Після того, коли ми знаємо функцію розподілу препарату для кожного зі зрізів, можемо отримати сумарну функцію, яка визначатиме розподіл радіофармпрепарату в тілі піддослідної тварини.

Функція розподілу препарату в довільному зрізі (1) :

$$g(t, s) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{D_{so}^2}{(D_{so} - s)^2} \int_{-\infty}^{+\infty} R_{\beta}(p, \zeta) \cdot h\left(\left[\frac{D_{so} \cdot t}{D_{so} - s} - p\right]\right) \times \frac{D_{so}}{(D_{so}^2 + \zeta^2 + p^2)^{\frac{1}{2}}} dp d\beta. \quad (1)$$

Тут $R_{\beta}(p, \zeta)$ – величина проекції, на детекторі; $h(t)$ – зворотне перетворення Фур'є; D_{so} – довжина від центру координат до pin-hole; (t, s) – нова координатна система після геометричних перетворень.

Отже винайдено формулу для томографічної реконструкції за проекціями, що збирались за допомогою коліматора пін-хол. Останньою проблемою на шляху застосування цих формул є те, що вони виведені для плоского детектора, тоді як у нашій системі застосовується детектор циліндричної форми. Отож, ми повинні знайти спосіб перетворення проекцій, що зібрані циліндричним детектором у такі, які б були зібрані плоским детектором.

Задачу перетворення проекцій ми розглядали у попередній статті [2]. Отже маємо таке геометричне перетворення проекцій, отриманих циліндричним детектором в проекції:

$$y' = \left(\frac{\sqrt{y^2 + R^2 \times \sin^2 \frac{x}{2 \times R}} \times r}{r - 2 \times R \times \sin^2 \frac{x}{2 \times R}} \right) \times \cos \left[\arctg \left(\frac{R \times \sin \frac{x}{R}}{y} \right) \right];$$

$$x' = \left(\frac{\sqrt{y^2 + R^2 \times \sin^2 \frac{x}{2 \times R}} \times r}{r - 2 \times R \times \sin^2 \frac{x}{2 \times R}} \right) \times \sin \left[\arctg \left(\frac{R \times \sin \frac{x}{R}}{y} \right) \right], \quad (2)$$

де R – радіус циліндричного детектора; r – відстань від отвору коліматора pin-hole до лінії перетинання детекторів; (x, y) – характеристики координати спалаху на циліндричному детекторі.

Якщо порівняти кількість поглинених гамма-квантів при використанні звичайного коліматора (свинцева ґратка) та коліматора типу pin-hole, то ми дійдемо висновку, що поглинення буде більшим у другому випадку. Але ми можемо компенсувати це поглинення, якщо застосуємо одразу декілька pin-hole коліматорів. Це можна зробити так (рис. 2):

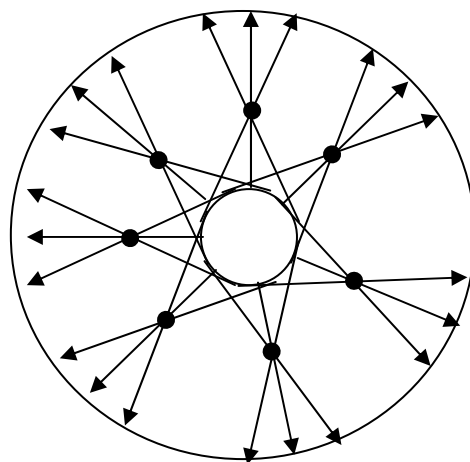


Рис. 2. Схема сканування у використанні декількох коліматорів типу pin-hole

У такому разі постає задача відшукування оптимальної кількості коліматорів pin-hole. Одержуємо такий результат:

$$Count_pin-hole = \frac{\pi}{\arccos\left(\frac{AB + \sqrt{A^2 - B^2 + 1}}{A^2 + 1}\right)} \quad (3)$$

Тут маємо спеціальні позначення:

A – співвідношення радіуса об'єкта, що досліджується, та відстані від його центру до pin-hole коліматора.

B – співвідношення радіуса об'єкта, що досліджується, та відстані до детектора.

Зазначимо, що кількість pin-hole коліматорів – ціла величина, тому у формулі (3) треба брати цілу частину від правої частини рівняння.

Внаслідок виконання досліджень був розроблений алгоритм томографічної реконструкції для циліндричної гамма-камери з коліматором типу pin-hole. Такий алгоритм дає змогу обробити інформацію, отриману більш точним способом.

Конусний коліматор дозволить збільшити зображення, отримане з гамма-камери, поліпшуючи результати обстежень піддослідних тварин чи органів малих розмірів.

1. Лимшанова Ю.Б., Чернова В.И. Радионуклидная диагностика для практических врачей. Т.: СТТ, 2004. 394 с.
2. Дьомін О.В., Скибін О.П. Геометричне перетворення проєкцій для циліндричної гамма-камери // Наук. вісн. Ужгород. ун-ту. 2007. Т. 1. № 21. С. 43–45.

PRECISION GAMMA-RAY CHAMBER**A. Demin, A. Rayevskyj, A. Skibin**

*Institute for scintillation materials Ukr. Nat. Acad. Sci.
Laboratory of ionizing radiation
Lenin Ave. 60, 61005 Kharkov, Ukraine*

Theoretical researches showed that we have an opportunity to make tomographic reconstruction of image using cylindrical gamma-ray chamber with Pin-hole collimator. In order to do that the algorithm of 3-dimensional reconstruction and the correlation between values of projections from cylindrical and plain detectors has been found. This algorithm can be used for cylindrical gamma-ray chamber in order to get high resolution pictures.

Key words: gamma-ray chamber, pin-hole.

**ПРЕЦИЗИОННАЯ СЦИНТИЛЛЯЦИОННАЯ СИСТЕМА ВЫСОКОЙ
РАЗРЕШАЮЩЕЙ СПОСОБНОСТИ****О. Дьомин, А. Раевский, О. Скъбин**

*Институт сцинтилляционных материалов НАН Украины
Лаборатория ионизирующего излучения
пр. Ленина, 60, 61001 Харьков, Украина*

Проведенные теоретические исследования дали возможность создать алгоритм трехмерной томографической реконструкции для цилиндрической гамма-камеры с коллиматором типа pin-hole. Было найдено оптимальное количество pin-hole коллиматоров, для формирования изображения по всей площади цилиндрического детектора.

Ключевые слова: трехмерная томография, гамма-камера, pin-hole.

Стаття надійшла до редколегії 19.05.2008
Прийнята до друку 20.07.2009