



УКРАЇНА

(19) UA (11) 53243 (13) U
(51) МПК (2009)
G01T 1/29 (2006.01)
A61B 6/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) ГАММА-КАМЕРА ОДНОФОТОННОГО ТОМОГРАФА ДЛЯ ЯДЕРНОЇ МЕДИЦИНИ

1

(21) u201005068

(22) 26.04.2010

(24) 27.09.2010

(46) 27.09.2010, Бюл.№ 18, 2010 р.

(72) ЛИТВИН ВОЛОДИМИР ПАВЛОВИЧ, БІГВАВА
ВІТАЛІЙ АНТОНОВИЧ, ЛОГУНОВА ГАЛИНА ЛЕО-
НІДІВНА, ПЛАХОТНИК ВОЛОДИМИР ЮВІНАЛІЙО-
ВИЧ

(73) НАУКОВО-ДОСЛІДНИЙ ТА ПРОЕКТНО-
КОНСТРУКТОРСЬКИЙ ІНСТИТУТ "ІСКРА"

(57) Гамма-камера однофотонного томографа для
ядерної медицини, що містить у собі позиційно-
чутливий детектор (ПЧД), оснащений плоским

2

сцинтиляційним кристалом, аналого-цифровий
перетворювач і комп'ютер для збору й обробки
імпульсів і обчислення координат сцинтиляційних
подій, яка **відрізняється** тим, що гамма-камера
оснащена постійно тільки одним плоским коліма-
тором з кодовою апертурою, що має гексагона-
льну структуру прозорих і непрозорих плоских
елементів, з яких він складається і який має мож-
ливість обертання відносно нерухомого ПЧД на
кут у 60 градусів у своїй площині, що паралельна
плоскому сцинтиляційному кристалу, а центр обе-
ртання знаходиться у центрі симетрії кодовою
апертури і співпадає з віссю ПЧД.

Корисна модель відноситься до галузі прила-
добудування в частині приладів медичинської діа-
гностики, зокрема радіонуклідної діагностики, за-
снованої на дослідженні процесів накопичення й
переносу у організмі препаратів, що помічені ра-
діоактивними нуклідами.

Для отримання проекційного зображення ви-
промінюючих об'єктів застосовується радіонуклід-
на діагностика.

Радіонуклідна діагностика полягає в аналізі
інформації, отриманої після введення в організм
пацієнта певної хімічної або біохімічної сполуки,
що містить радіонуклід з гамма-випромінюванням,
з подальшою реєстрацією просторово-часового ро-
зподілу цього з'єднання в організмі за допомогою
позиційно-чутливого детектора гамма-
випромінювання. Кінцевим результатом функціо-
нальних радіонуклідних досліджень є сукупність
тимчасових гістограм (гамма-хронограмм). Отри-
мани в лабораторії статичні зображення органу, що
вивчається, свідчать про наявність і розмір пато-
логічної області з аномальним розподілом радіо-
фармпрепарату.

При знаходженні системи вимірювання з одно-
го боку від об'єкту зображення є суперпозицією
всіх площин тривимірного об'єкту, які паралельні
площині найвідчутнішого детектора, що склада-
ється з двовимірного масиву детекторних елемен-
тів.

У разі тривимірного об'єкту основне завдання
томографії полягає в отриманні зображення виб-
раної (фокусної) площини об'єкту, більш менш
вільного від внеску решти (позафокусних) площин.
Якщо вдається яким-небудь чином збільшити вне-
сок фокусної площини в порівнянні із звичайним
суперпозиційним зображенням, то вже говорять
про подовжню томограму, що нагадує лінійну або
обертальну томограму в класичній нереконструк-
тивній медичній томографії. Зрозуміло, що однопі-
нхольний коліматор а також і багатоканальний
коліматор з паралельними каналами, не здатні
справитися з цим завданням.

Відома гамма-камера «МиниСкан» - продукція
інституту рентгенівської оптики (Росія, м. Москва,
<http://www.xravoptic.m/index.htm>).

Принцип роботи гамма - камери заснований на
вимірюванні набору одновимірних проекцій шука-
ного двовимірного зображення. Реєстрація випро-
мінювання проводиться через щілинний коліматор,
що є набором плоских пластин розташованих з
якимсь кроком щодо один одного. Одна сторона
коліматора направлена у напрям об'єкту, а у іншій
встановлений детектор гамма випромінювання.
Система коліматор - детектор гамма - камери по-
вертається щодо її осі (перпендикулярній площині
шуканого зображення) з якимсь кроком на кут 180
або 360 градусів, отримуючи набір проекцій шука-
ного зображення розподілу радіонукліда. Набір

(13) U

(11) 53243

(19) UA

проекцій поступає в комп'ютер, де проводиться відновлення шуканого зображення по проекціях.

Найбільш близьким технічним рішенням є однокотонний гамма-томограф «ЭФАТОМ» (М.А. Арлычев, В.Л. Новиков, А.В. Сидоров та ін. Двух-детекторный однофотонный эмиссионный гамма-томограф «ЭФАТОМ». Журнал технической физики, 2009, том 79, вып. 10), призначений для медичних діагностичних досліджень внутрішніх органів і систем людини на основі візуалізації розподілу фармацевтичних препаратів, що містяться гамма-випромінюючими радіонуклідами (радіофармпрепаратів).

У його складі є штативно-поворотний пристрій (гентири) і блоки детектування з комплектом коліматорів. Коліматори виконані з матеріалу великої атомарної маси і мають комірчасту структуру кризних паралельних каналів гексагональної форми.

Тут, у режимі сканування томографії за допомогою реконструкції томографії виходить картина об'ємного розподілу радіофармпрепарату.

Для цього формується послідовність зображень, відповідним різним кутовим ракурсам. Переміщення блоків детектування в процесі руху дискретне. Перехід на нове місце збору інформації здійснюється послідовними змінами радіальних і кутових координат.

Недоліком приведеної конструкції є не тільки необхідність переміщення блоків детектування, а взагалі досить багато переміщень. Всі сучасні однокотонні емісійні системи томографії, вживані в клінічній практиці, побудовані на основі гамма-камер, що обертаються, тобто: «Все современные однофотонные эмиссионные томографические системы, применяемые в клинической практике, построены на основе ротирующих гамма-камер» (К.Д. Калантаров, С.Д. Калашников, В.А. Костылев и др. Апаратура і методики радіонуклідної діагностики в медицині. Москва ЗАО «ВНИИМП-ВИТА» 2002). При цьому виникає ряд додаткових параметрів, які необхідно вимірювати і враховувати для оцінки якості отримуваних результатів.

А оскільки їх маса зважаючи на необхідність захисту від зовнішніх перешкод досягає значних величин, то і привід переміщень є не тільки енергоємним, але і вимагає значних витрат на виготовлення. На обличчя й ускладнення конструкції з штативно-поворотним пристроєм. Окрім цього, як і описана конструкція, сучасні гамма-камери комплектуються десятком змінних коліматорів, ускладнюючи і конструкцію і роботу персоналу. В основу корисної моделі поставлено завдання розробки конструкції гамма-камери для досягнення її більшої ефективності.

Для цього гамма-камера оснащена постійно тільки одним пласким коліматором з кодовою апертурою, що має гексагональну структуру прозорих і непрозорих пласких елементів, з яких він складається і який має можливість обертання відносно нерухомого ПЧД на кут у 60 градусів у своїй площині що паралельна пласкому скінтіляційному кристалу, а центр обертання знаходиться у центрі симетрії кодової апертури і співпадає з віссю ПЧД.

У результаті порівняльного аналізу запропонованого об'єкту з базовим зразком, а також з відомими джерелами інформації встановлено, що:

- гамма-камера оснащена постійно тільки одним пласким коліматором з кодовою апертурою, що має гексагональну структуру прозорих і непрозорих пласких елементів, з яких він складається і який має можливість обертання відносно нерухомого ПЧД на кут у 60 градусів у своїй площині що паралельна пласкому скінтіляційному кристалу - з відомих джерел не виявлено, отже, дана ознака відповідає критеріям "новизна" і "істотні відмінності";

- центр обертання знаходиться у центрі симетрії кодової апертури і співпадає з віссю ПЧД - з відомих джерел не виявлено, отже, дана ознака відповідає критеріям "новизна" і "істотні відмінності";

Суть що запропоноване полягає в наступному. На кресленні зображено гамма-камеру у поперечному перерізі, яка містить у собі позиційно-чутливий детектор (ПЧД) 1 з фотоелектронними помножувачами 2, щільно встановленими двомірним масивом на пласкому світловоді 3 і оснащений пласким скінтіляційним кристалом 4, щільно з'єднаним зі світловодом. На потрібній для фокусування відстані / від скінтіляційного кристалу і паралельно йому розміщений плаский коліматор 5 з кодовою апертурою, що має гексагональну структуру прозорих і непрозорих пласких елементів, з яких він складається. Центр симетрії кодової апертури, точка 6, одночасно є центром його обертання навкруги вісі 7 (ПЧД). Кут обертання по стрілках 8 в один чи інший бік з фіксацією у крайніх положеннях дорівнює 60 градусам.

У складі гамма-камери є також аналогово-цифровий перетворювач 9 (АЦП) з попереднім підсилювачем і комп'ютер 10 для обробки і візуалізації інформації на дисплеї.

Практичне використання того що пропонується полягає в наступному. Зазначений пристрій направляється на об'єкт 12, що досліджується збоку коліматору таким чином, що випромінювання від об'єкта, зображене стрілками 11, діє крізь коліматор на скінтіляційний кристал ПЧД, який у свою чергу, за допомогою фотоелектронних помножувачів передає сигнал до АЦП, а далі до обробки на комп'ютер. Обробка сигналів, що поступають з ПЧД, тобто з фотоелектронних помножувачів проводиться від двох положень коліматору. Перше його положення - вихідне, друге - після повороту на кут 60 градусів навкруги вісі 7. У першому положенні проміні проходять на кристал крізь апертуру коліматора, у другому - крізь її антипод.

Така конструкція томографа дає змогу значно спростити конструкцію основного вузла використовуючи один коліматор в двох якостях в результаті простого повороту його на невеликий кут, одержуючи високоякісне трьохмірне зображення об'єкту дослідження при незмінному положенні блоку ПЧД, тобто при одній його постановці.

Дійсно, ще в 60-х роках минулого століття багато дослідників відзначали можливості томографічних систем отримання зображень з кодованими апертурами. Суть цих можливостей полягає в зда-

тності систем отримувати зображення просторового розподілу джерел випромінювання в площині, що знаходиться на певній відстані від детектора. Решта всіх площин в об'ємному джерелі при цьому опиняється розмитими і створює фон для зображення фокальної площини.

У разі застосування як позиційно-чутливий детектор безперервного скінтіляційного кристала (як у гамма-камері Ангера) "тіньограми" від джерел, що знаходяться на різній глибині, будуть зареєстровані одночасно. Застосування спеціальних методів обробки "тіньограм" дозволяє розділити цю інформацію і отримати зображення просторо-

вих розподілів джерел випромінювання в площинах, що знаходяться на різній глибині. Таким чином, зображення томографії області інтересу можна отримати, провівши єдине спостереження без переміщення системи або об'єкту спостереження. Отримані зображення площин використовуються для отримання 3-х мірних зображень об'єкту.

А коліматор гексагональної структури має підвищену прозорість і дає можливість найбільш оптимального використання площі кодуваної апертури.

