

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY**

(19) **PL**

(11) **228457**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **405181**

(51) Int.Cl.

A61B 5/055 (2006.01)

G01R 33/48 (2006.01)

(22) Data zgłoszenia: **30.08.2013**

(54)

Tomograf hybrydowy TOF-PET/CT

(43) Zgłoszenie ogłoszono:

02.03.2015 BUP 05/15

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:

30.03.2018 WUP 03/18

(73) Uprawniony z patentu:

UNIWERSYTET JAGIELLOŃSKI, Kraków, PL

(72) Twórca(y) wynalazku:

PAWEŁ MOSKAL, Czułówek, PL

(74) Pełnomocnik:

recz. pat. Adam Pawłowski

PL 228457 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest tomograf hybrydowy TOF-PET/CT, zawierający tomograf TOF-PET oraz tomograf CT.

Obrazy wnętrza organizmów można uzyskiwać wykorzystując różnego rodzaju techniki tomograficzne, w których dokonuje się rejestracji i pomiaru promieniowania z tkanek organizmu oraz przetwarza się uzyskane dane na obraz.

Jedną z technik tomograficznych jest pozytonowa tomografia emisyjna (ang. *Positron Emission Tomography*, PET), która polega na określeniu przestrzennego rozkładu wybranej substancji w ciele, oraz umożliwia odnotowanie zmian stężenia tej substancji w czasie, co pozwala ustalić szybkość metabolizmu poszczególnych komórek tkankowych.

Wybraną substancją stanowi radiofarmaceutyk, który podaje się pacjentowi na krótko przed wykonaniem obrazowania PET. Radiofarmaceutyk, nazywany także znacznikiem izotopowym, jest substancją chemiczną, w której przynajmniej jeden atom zastąpiono izotopem promieniotwórczym, przykładowo ^{11}C , ^{15}O , ^{13}N , ^{18}F , który dobiera się tak, aby uległ rozpadowi promieniotwórczemu z wyemitowaniem pozytonu (antyelektronu). Pozyton zostaje wyemitowany z jądra atomowego i przenika do przestrzeni tkankowej pacjenta, gdzie ulega anihilacji z elektronem –obecnym w organizmie pacjenta.

Zjawisko anihilacji pozytonu i elektronu – będące podstawą obrazowania w technice PET, polega na zamianie masy tych cząstek w energię, która zostaje wyemitowana w postaci fotonów anihilacyjnych, każdy o energii równej 511 keV. W wyniku pojedynczego zjawiska anihilacji powstają najczęściej dwa fotony, które zgodnie z zasadą zachowania pędu rozbiegają się w przeciwnych kierunkach pod kątem 180° w układzie spoczynkowym pozytonu i elektronu, przy czym tor ruchu fotonów tworzący linię prostą określa się jako tzw. linię odpowiedzi (z ang. *Line of Response* – LOR). Strumień powstających w opisanym procesie fotonów nosi nazwę promieniowania gamma, a każdy foton określa się mianem kwantu gamma – dla podkreślenia jądrowego pochodzenia tego promieniowania. Powstałe kwanty gamma mają zdolność przenikania przez materię – w tym tkanki organizmów żywych – co pozwala na ich detekcję w pewnej odległości od pacjenta. Proces anihilacji pozytonu i elektronu następuje zazwyczaj w odległości kilku milimetrów od miejsca rozpadu znacznika promieniotwórczego. Ten fakt stanowi naturalne ograniczenie ostrości obrazu w technice PET do kilku milimetrów.

W skład tomografu PET wchodzi urządzenie detekcyjne, wykrywające promieniowanie gamma oraz elektronika i oprogramowanie umożliwiające określenie miejsca anihilacji-pozytonu w ciele na podstawie miejsca i czasu detekcji danej pary kwantów gamma. Detektory promieniowania ułożone są zwykle w warstwy tworzące pierścień wokół pacjenta i składają się zasadniczo z materiału scyntylicyjnego nieorganicznego. Kwant gamma wpada do scyntyлятора, który pochłania jego energię, a następnie wypromieniowuje ją w postaci światła (strumienia fotonów). Mechanizm pochłaniania energii promieniowania gamma przez scyntylator może zachodzić zasadniczo na dwa sposoby: poprzez efekt Comptona lub w wyniku zjawiska fotoelektrycznego, przy czym w stosowanych w technice PET tomografach, w celach obliczeniowych bierze się pod uwagę tylko efekt fotoelektryczny. Stąd przyjmuje się, że liczba fotonów wytworzonych w materiale scyntyлятора jest proporcjonalna do energii kwantu gamma zdeponowanej w tym scyntylatorze.

Gdy dwa anihilacyjne kwanty gamma zostaną zarejestrowane przez parę detektorów w odstępie czasu nie większym niż kilka nanosekund czyli w tzw. koincydencji, można zlokalizować punkt anihilacji – który będzie znajdował się na linii odpowiedzi LOR – czyli na linii łączącej środki detektorów lub pomiędzy punktami w scyntylatorach paskowych, w których kwanty gamma zdeponowały energię. Współrzędne miejsca anihilacji uzyskuje się na podstawie różnicy czasów pomiędzy dotarciem kwantów gamma do detektorów leżących na dwóch końcach linii LOR. W literaturze technikę tę nazywa się metodą czasu przelotu TOF (z ang. *Time of Flight*), a tomografy PET wykorzystujące pomiar czasu nazywane są odpowiednio TOF-PET. Do zastosowania tej techniki wymagane są czasowe zdolności rozdzielcze scyntyлятора rzędu kilkuset pikosekund.

Do metod transmisyjnych obrazowania należy tomografia komputerowa – CT (z ang. *Computed Tomography*). Technika ta bazuje na pomiarze promieniowania rentgenowskiego przenikającego przez pacjenta. Badanie za pomocą tomografu komputerowego polega na wielokrotnym prześwietlaniu pacjenta odpowiednio uformowaną, czyli skolimowaną, wiązką promieni rentgenowskich, a detektory CT mierzą finalne natężenie wiązki promieniowania, która po przejściu przez ciało pacjenta ulega osłabieniu w różnym stopniu – w zależności od rodzaju tkanki, przez którą przenika promieniowanie. Uzyskane

sygnały dostarczają obrazu anatomicznego pacjenta na podstawie informacji dotyczących rozkładu gęstości elektronowej w tkankach.

Nałożenie obrazu funkcjonalnego – (PET) z anatomicznym (CT) znacząco zwiększa możliwości technik obrazowania: obraz PET umożliwia precyzyjną lokalizację zmian metabolicznych w poszczególnych organach oraz wyznaczenie stopnia tych zmian, natomiast uzyskanie obrazu CT w tym samym czasie pozwala na precyzyjne przyporządkowanie tych zmian odpowiednim organom. Uzyskiwane obrazy hybrydowe PET/CT mogą znaleźć zastosowanie w badaniach naukowych nad procesami fizjologicznymi oraz badaniem działania nowych leków, gdzie szczególnie istotne jest precyzyjne przyporządkowanie odpowiednim tkankom zmian metabolizmu danego radio-farmaceutyku w czasie obrazowania.

W obecnie stosowanych tomografach PET/CT pierścien detektorów PET jest odseparowany przestrzennie od pierścienia detektorów CT o około 60 cm. Dlatego obrazowania: PET i CT w rzeczywistości są przeprowadzane w różnych miejscach badanego obiektu i w różnym czasie. W pierwszym etapie badania wykonywane jest skanowanie tomografem CT, w taki sposób, że pacjent przesuwany jest w sposób ciągły wzdłuż tomografu, a następnie przeprowadza się badanie tomografem PET, gdzie w celu wykonania obrazu obszaru większego niż szerokość pierścienia detekcyjnego tomografu PET, obiekt jest przesuwany pomiędzy kolejnymi obrazowaniami skokowo o około 2/3 szerokości pola detekcji tomografu. Zatem obrazowanie ciała na obszarze większym niż podłużne pole widzenia PET wymaga wprawiania pacjenta w ruch i zatrzymywania go pomiędzy kolejnymi obrazowaniami. Procedura ta naraża na pojawienie się zniekształceń obrazów, tzw. artefaktów, szczególnie w przypadku organów jamy brzusznej, które mogą poruszać się pomiędzy kolejnymi skanowaniami na skutek przyspieszeń doznawanych przez pacjenta w trakcie przesuwania. Nałożenie wykonanych w różnym czasie obrazów PET i CT wymaga ponadto wprowadzania dodatkowych korekt ze względu na zmniejszającą się aktywność radio-farmaceutyku oraz procesy metaboliczne, przy czym każda z korekt narażona jest dodatkowo na błędy systematyczne powstające przy nakładaniu obrazów.

Z literatury patentowej znane są sposoby rozwiązywania opisanych trudności oraz tomografy umożliwiające przeprowadzanie skanowania PET oraz CT.

Z amerykańskiego opisu patentowego US7170971 znany jest tomograf, w którym jednocześnie można dokonywać skanowania z udziałem detektorów CT oraz detektorów SPECT (czyli detektorów stosowanych w tomografii emisyjnej pojedynczego fotonu). Detektory umieszczone są na ramieniu tomografu mającym dwa kątowne stopnie swobody i dodatkowo do pewnych granic także trzy translacyjne stopnie swobody. Rozwiązanie pozwala na sekwencyjne wykonywanie obrazowania różnymi metodami. Możliwe jest także jednoczesne wykonywanie obrazu dwoma różnymi metodami, przy czym ze względu na mały kąt bryłowy możliwy do pokrycia przez detektory w opisanej konfiguracji, metoda nie umożliwia jednoczesnego obrazowania całego ciała ani większych części ciała. Opisane urządzenie jest zoptymalizowane na obrazowanie poszczególnych narządów, na przykład serca, przy czym zastosowanym w tym rozwiązaniu tomografem CT jest tomograf drugiej generacji połączony ze stożkową wiązką promieniowania rentgenowskiego. Takie rozwiązanie w tomografach hybrydowych PET/CT byłoby niepraktyczne.

Z amerykańskiego zgłoszenia patentowego US20020090050 znane jest rozwiązanie umożliwiające zastosowanie tych samych detektorów do wykonania tomografii PET i CT w określonym obszarze pacjenta, dające możliwość zmniejszenia rozmiarów oraz masy ramienia tomografu. Do wspólnych detektorów PET oraz CT podłączone są układy elektroniczne przetwarzające dyskretne sygnały i układy całkujące. Obrazowania PET oraz CT wykonywane są sekwencyjnie: ramię tomografu rotuje i zbierany jest obraz CT, następnie konfiguracja detektorów jest zmieniana, po czym ramię tomografu rotuje i zbierany jest obraz PET. Podczas skanowania pacjent jest przesuwany względem detektorów. Tomograf pracuje w trzech modach zbierania danych: dyskretny dla PET, całkujący dla CT oraz może zbierać dyskretne sygnały w trakcie akwizycji CT. Konfiguracja detektorów w przedstawionym rozwiązaniu nie przewiduje jednak możliwości skanowania całego obwodu wokół pacjenta. Konfiguracja detektorów musi być ponadto zmieniana w taki sposób, że w jednym ustawieniu dwa bloki detektorów są przesuwane na jedną stronę do obrazowania CT, natomiast w drugim ustawieniu bloki detektorów są przesuwane naprzeciwko siebie do obrazowania PET. Na podstawie przedstawionego rozwiązania można by zbudować detektor, obejmujący pełny obwód wokół pacjenta z lampą generującą promieniowanie rentgenowskie, ratującą poza osi detektorów. Jednak rozwiązanie z lampą ratującą poza detektorem nie umożliwi uzyskiwania dobrych rozdzielczości obrazu CT w całej objętości pacjenta w przypadku tomografu z dużym podłużnym polem widzenia.

W artykule "A Modular VME Or IBM PC Based Data Acquisition System For Multi-Modality PET/CT Scanners Of Different Sizes And Detector Types" (D.B. Crosetto I in., The Internet Journal of Medical Technology 2003 Vol. 1 Nr 1) opisano urządzenie umożliwiające jednoczesne obrazowanie PET oraz CT całego ciała pacjenta. W rozwiązaniu tym wykorzystano detektory przedstawione w zgłoszeniu patentowym US20020090050. Rozwiązanie eliminuje powstawanie potencjalnych artefaktów związanych z ruchami pacjenta pomiędzy kolejnymi obrazowaniami. Każdy moduł detekcyjny jest według przedstawionego rozwiązania zbudowany z trzech rodzajów kryształów: CsI(Tl), LSO, GSO. Spośród wymienionych kryształów LSO posiada najlepsze właściwości czasowe, umożliwiając wykorzystanie informacji o różnicach w czasie rejestrowania kwantów anihilacyjnych: TOF-PET. Niemniej jednak czas zaniku sygnału nawet dla kryształu LSO wynoszący 40 ns (nanosekund), jest na tyle duży, że pozwala na zbieranie danych w tomografii CT w trybie zliczeniowym wynoszącym maksymalnie 10^7 sygnałów na konwerter. Ponadto działanie sygnałów w trybie prądowym opisanych w rozwiązaniu detektorów CT jest zaburzane poprzez efekty fluorescencyjne.

Obecnie trwają intensywne badania nad opracowaniem detektorów CT oraz PET, które w sposób zadowalający spełniałyby wysokie wymagania tomografów PET oraz tomografów CT. W pracy doktorskiej „Wspólny detektor w tomografii pozytonowej i rentgenowskiej” (A.T. Nassalski, Instytut Problemów Jądrowych im. Andrzeja Sołtana, Świerk 2010) przedstawiono wyniki badań poświęconych tomografom PET oraz CT.

Stosowana obecnie technologia PET jest kosztowna, głównie ze względu na cenę scyntylatorów i elektroniki przy czym koszt konwencjonalnego detektora PET oraz elektroniki wzrasta proporcjonalnie do długości podłużnego pola widzenia detektorów PET. Dlatego też jednym z powodów ograniczających powszechną budowę hybrydowych tomografów PET/CT są wysokie koszty wytworzenia tomografu PET z dużym podłużnym polem widzenia.

W zgłoszeniu patentowym WO2011008119 ujawniono wynalazek dotyczący urządzenia paskowego i sposobu wyznaczania miejsca i czasu reakcji kwantów gamma oraz zastosowanie tego urządzenia w pozytonowej emisyjnej tomografii. Opisany w zgłoszeniu detektor TOF-PET pozwala na jednoczesne obrazowanie całego obiektu w tym samym czasie, przy czym materiał używany do rejestrowania kwantów gamma stanowią polimery domieszkowane pierwiastkami o dużej liczbie atomowej. Urządzenie opisane w tym zgłoszeniu zmniejsza koszty tomografii PET, przy czym w zgłoszeniu nie przedstawiono sposobu jednoczesnego obrazowania PET oraz CT z użyciem polimerowych scyntylatorów paskowych.

Celowym byłoby opracowanie urządzenia do obrazowania z zastosowaniem niedrogich scyntylatorów polimerowych, które umożliwiłyby jednoczesne rejestrowanie kwantów gamma oraz kwantów promieniowania rentgenowskiego z szerokim polem widzenia, zapewniając możliwość wyeliminowania artefaktów mogących zniekształcać obraz na skutek ruchów obiektu oraz błędów systematycznych powstających przy nakładaniu obrazów wykonywanych w różnych miejscach i różnym czasie. Pozwoli to na skuteczne jednoczesne obrazowanie funkcjonalne i anatomiczne.

Przedmiotem wynalazku jest tomograf hybrydowy TOF-PET/CT zawierający komorę detekcyjną, detektory promieniowania gamma, detektory promieniowania rentgenowskiego oraz ruchome źródło promieniowania rentgenowskiego, charakteryzujący się tym, że detektory promieniowania gamma oraz detektory promieniowania rentgenowskiego otaczają komorę detekcyjną na całym obwodzie komory detekcyjnej, przy czym detektory promieniowania gamma umieszczone są bliżej podłużnej osi komory detekcyjnej niż detektory promieniowania rentgenowskiego, przy czym detektory promieniowania gamma zawierają polimerowe paski z materiału scyntylacyjnego o gęstości mniejszej niż gęstość materiału scyntylacyjnego detektorów promieniowania rentgenowskiego.

Korzystnie, polimerowe paski scyntylacyjne mają gęstość poniżej $1,2 \text{ g/cm}^3$.

Korzystnie, materiał scyntylacyjny detektorów promieniowania rentgenowskiego ma gęstość powyżej 6 g/cm^3 .

Korzystnie, polimerowe paski scyntylacyjne przepuszczają co najmniej 60% promieniowania rentgenowskiego.

Korzystnie, paski scyntylacyjne rozmieszczone są obwodowo, przy czym najdłuższe krawędzie pasków są równoległe względem podłużnej osi tomografu hybrydowego.

Korzystnie, paski scyntylacyjne przylegają do siebie.

Korzystnie, paski scyntylacyjne są rozsunięte względem swoich najdłuższych krawędzi.

Korzystnie, detektory promieniowania rentgenowskiego tworzą pierścień, współosiowy z podłużną osią tomografu hybrydowego obejmujący warstwę detekcyjną TOF-PET.

Korzystnie, warstwa detektorów promieniowania rentgenowskiego w przekroju prostopadłym do podłużnej osi tomografu hybrydowego stanowi łuk.

Korzystnie, pomiędzy warstwą detektorów promieniowania gamma a warstwą detektorów promieniowania rentgenowskiego znajduje się źródło promieniowania rentgenowskiego.

Korzystnie, źródło promieniowania rentgenowskiego znajduje się po stronie zewnętrznej warstwy detektorów promieniowania gamma.

Korzystnie, źródło w trakcie emisji promieniowania rentgenowskiego jednocześnie wiruje wokół i przesuwa się wzdłuż podłużnej osi tomografu hybrydowego.

Korzystnie, detektory promieniowania rentgenowskiego zmieniają położenie względem detektorów promieniowania gamma.

Korzystnie, skolimowana wiązka promieniowania rentgenowskiego nie przechodzi przez żaden pasek scyntylacyjny.

Korzystnie, skolimowana wiązka promieniowania rentgenowskiego przechodzi przez dwa paski scyntylacyjne.

Korzystnie, urządzenia elektroniczne połączone z detektorami tomografu PET i detektorami tomografu CT oraz fotopowielacze scyntylatorów PET są umiejscowione poza komorą detekcyjną.

Korzystnie, detektory promieniowania gamma oraz detektory promieniowania rentgenowskiego są podłączone do wspólnego zegara.

Korzystnie, tomograf jest przystosowany do jednoczesnego obrazowania TOF-PET i CT.

Korzystnie, tomograf jest przystosowany do sekwencyjnego obrazowania TOF-PET i CT.

Przedmiot wynalazku został przedstawiony w przykładach wykonania na rysunku, na którym:

Fig. 1 przedstawia schematycznie tomograf hybrydowy TOF-PET/CT w pierwszym przykładzie wykonania w przekroju poprzecznym z wiązką promieniowania rentgenowskiego uformowaną w wachlarz w płaszczyźnie prostopadłej do osi podłużnej tomografu;

Fig. 2 przedstawia schematycznie tomograf hybrydowy TOF-PET/CT w pierwszym przykładzie wykonania w przekroju podłużnym z wiązką promieniowania rentgenowskiego uformowaną w wachlarz w płaszczyźnie prostopadłej do osi podłużnej tomografu;

Fig. 3 przedstawia schematycznie tomograf hybrydowy TOF-PET/CT w drugim przykładzie wykonania w przekroju poprzecznym z wiązką promieniowania rentgenowskiego uformowaną w wachlarz w płaszczyźnie zawierającej oś podłużną tomografu;

Fig. 4 przedstawia schematycznie tomograf hybrydowy TOF-PET/CT w drugim przykładzie wykonania w przekroju podłużnym z wiązką promieniowania rentgenowskiego uformowaną w wachlarz w płaszczyźnie zawierającej oś podłużną tomografu;

Fig. 5 przedstawia schematycznie tomograf hybrydowy TOF-PET/CT w trzecim przykładzie wykonania w przekroju poprzecznym z detektorami promieniowania gamma w układzie rozsuniętym;

Fig. 6 przedstawia schematycznie tomograf hybrydowy TOF-PET/CT w wersji, którą można zastosować w połączeniu z pierwszym, drugim i trzecim przykładem wykonania w przekroju podłużnym z ruchomą warstwą detektorów promieniowania rentgenowskiego;

Fig. 7 przedstawia schematycznie tomograf hybrydowy TOF-PET/CT w czwartym przykładzie wykonania w przekroju poprzecznym z wiązką promieniowania rentgenowskiego wytwarzaną za pomocą reakcji z tarczą wirującą wiązki elektronowej z rozsuniętymi paskami polimerowymi.

Fig. 8 przedstawia schematycznie tomograf hybrydowy TOF-PET/CT w piątym przykładzie wykonania w przekroju poprzecznym z wiązką promieniowania rentgenowskiego wytwarzaną za pomocą reakcji z tarczą wirującą wiązki elektronowej z przylegającymi do siebie paskami polimerowymi.

Poszczególne oznaczenia na figurach oznaczają odpowiednio:

101, 201, 301, 401, 501 – tomograf hybrydowy TOF-PET/CT, 102, 202, 302, 402, 502 – komora detekcyjna, 103, 203, 303, 403, 503 – platforma, 104, 204, 304, 404, 504 – obrazowany obiekt (pacjent), 150, 250, 350, 450, 550 – warstwa detektorów rejestrujących promieniowanie gamma, 151, 251, 351, 451, 551 – polimerowy pasek scyntylacyjny o małej gęstości rejestrujący kwanty gamma 160, 260, 360 – lampa emitująca promieniowanie rentgenowskie, 161, 261, 361 – strzałki oznaczające składowe kierunki ruchu lampy emitującej promieniowanie rentgenowskie, 170, 270, 370, 470, 570 – warstwa detektorów rejestrująca promieniowanie rentgenowskie, 171, 271, 371, 471, 571 – kryształy scyntylacyjne o dużej gęstości rejestrujące promieniowanie rentgenowskie, 372 – kierunek ruchu warstwy detekcyjnej promieniowania gamma, 108, 408, 508 – skolimowana wiązka promieniowania rentgenowskiego uformowana w wachlarz w płaszczyźnie prostopadłej do podłużnej osi tomografu, 208, 308 – skolimowana

wiązka promieniowania rentgenowskiego uformowana w wachlarz w płaszczyźnie zawierającej podłużną oś tomografu, 462, 562 – wirująca wiązka elektronowa, 460, 560 – tarcza wirującej wiązki elektronowej, 461, 561 – strzałki kierunku ruchu wirującej wiązki elektronowej, 115, 215, 315, 415, 515 – podłużna oś komory detekcyjnej.

Na Fig. 1–2 przedstawiono ogólny schemat tomografu hybrydowego TOF-PET/CT 101 w pierwszym przykładzie wykonania. Tomograf hybrydowy 101 zawiera komorę detekcyjną 102, platformę 103, wewnętrzną warstwę detektorów 150 rejestrujących promieniowanie gamma, zawierających scyntylatory polimerowe 151 o małej gęstości, ruchome źródło emitujące promieniowanie rentgenowskie 160 oraz zewnętrzną warstwę detektorów 170 rejestrujących promieniowanie rentgenowskie, zawierających kryształy scyntylacyjne 171 o dużej gęstości.

W pierwszym etapie wprowadza się pacjenta 104 po zaaplikowaniu radiofarmaceutyku do komory 102 za pomocą platformy 103, która pozostaje nieruchoma w trakcie drugiego etapu – skanowania pacjenta 104. Podczas skanowania pacjenta 104 kwanty gamma powstające w wyniku rozpadu znacznika promieniotwórczego są rejestrowane przez warstwę wewnętrzną detektorów gamma 150, które mogą być zbudowane z cienkich pasków scyntylatora 151 polimerowego o małej gęstości, przykładowo o wymiarach: szerokość paska 5 mm, grubość paska 20 mm, długość paska – dowolna w zależności odżądanego podłużnego pola widzenia tomografu hybrydowego 101. Paski 151 mogą być ułożone w tomografie hybrydowym 101 obwodowo – tworząc wewnętrzną warstwę detektorów promieniowania gamma bezpośrednio otaczających pacjenta 104, lub mogą być przesłonięte obudową korzystnie z tworzywa sztucznego – pełniącą funkcję estetyczną, przy czym materiał obudowy powinien być dobierany tak, aby przepuszczać promieniowanie gamma oraz promieniowanie rentgenowskie. Paski 151 w warstwie 150 mogą być rozsunięte względem siebie na zadaną odległość lub mogą przylegać do siebie wzdłuż swoich najdłuższych krawędzi, tworząc podłużny, cylindryczny pierścień (lub inny kształt) współosiowy z podłużną osią 115 tomografu hybrydowego 101.

Równocześnie ze skanowaniem PET może odbywać się skanowanie CT. Na Fig. 1–6 czarnymi strzałkami 161, 261, 361 oznaczono dwie składowe kierunki ruchu lampy rentgenowskiej 160, 260, 360, która wiruje wokół pacjenta 104, 204, 304 oraz wokół wewnętrznej warstwy detektorów promieniowania gamma 150, 250, 350 po torze spiralnym (tak samo jak w konwencjonalnych tomografach CT czwartej generacji), przy czym tor ruchu lampy 160, 260, 360 może przebiegać przez całą długość tomografu hybrydowego 101, 201, 301, natomiast długość tomografu hybrydowego 101, 201, 301 może wynosić korzystnie od kilku centymetrów do kilku metrów. Lampa 160, 260, 360 może emitować wiązkę promieniowania rentgenowskiego uformowaną w wachlarz przykładowo za pomocą kolimatorów (nie przedstawiono na rysunku), przy czym na Fig. 1–2 przedstawiono schematycznie skolimowaną wiązkę promieniowania rentgenowskiego 108 uformowaną w wachlarz i przebiegającą w płaszczyźnie prostopadłej do podłużnej osi 115 tomografu. Lampa od strony zewnętrznej może być otoczona warstwą detektorów promieniowania rentgenowskiego 170.

Na Fig. 3–4 przedstawiono schematycznie tomograf hybrydowy TOF-PET/CT 201 w drugim przykładzie wykonania ze skolimowaną wiązką promieniowania rentgenowskiego 208 uformowaną w wachlarz i przebiegającą w płaszczyźnie równoległej do podłużnej osi tomografu. Tor ruchu lampy 260 może być z zewnątrz osłonięty pierścieniem detektorów CT 271, tworzących zewnętrzną warstwę detekcyjną 270, przy czym detektory promieniowania rentgenowskiego 271 mogą tworzyć wokół pacjenta cylindryczny pierścień przebiegający współosiowo z podłużną osią tomografu hybrydowego 201 o dowolnej długości, zależnej odżądanego podłużnego pola widzenia tomografu 201. Każdy detektor 271 może być zbudowany z nieorganicznych kryształów scyntylacyjnych, półprzewodnikowych lub innych konwencjonalnych scyntylatorów zdolnych do rejestracji promieniowania rentgenowskiego. Lampa 260 wirując wokół pacjenta 204 emituje w stronę podłużnej osi tomografu wiązkę promieniowania rentgenowskiego, z którego część przenika przez ciało i jest rejestrowana przez naprzeciwległe detektory 270, co umożliwi otrzymanie obrazu CT całego ciała bez konieczności przemieszczania pacjenta 204 podczas skanowania.

Obrazowanie z użyciem detektorów PET (promieniowania gamma) oraz detektorów CT (promieniowania rentgenowskiego) za pomocą tomografu hybrydowego TOF-PET/CT 101, 201, 301, 401, 501 (Fig. 1–8) można przeprowadzać jednocześnie lub sekwencyjnie, przy czym obrazowania sekwencyjnego można dokonywać według żądanej kolejności lub w zależności od potrzeb można także wykonywać obrazowanie wyłącznie z użyciem detektorów PET lub wyłącznie z użyciem detektorów CT.

Dane uzyskane z odczytu obu tomografów (TOF-PET oraz CT) mogą być zapisywane wraz ze znacznikiem czasu zsynchronizowanym względem wspólnego zegara, co umożliwi nakładanie obrazów PET oraz CT wykonywanych w tych samych przedziałach czasowych. Akwizycja danych i dalsze procedury rekonstrukcji obrazów PET oraz CT bazują na rozwiązaniach znanych fachowcom.

W rozwiązaniu według drugiego przykładu wykonania wynalazku (Fig. 3–4) można skolimować wiązkę promieniowania rentgenowskiego 208 tak, aby szerokość wiązki nie przekraczała szerokości pojedynczego paska detekcyjnego 251 tomografu PET, co umożliwi jednoczesne obrazowanie TOF-PET oraz CT dla dowolnie dużych strumieni wiązki rentgenowskiej oraz pracy tomografu CT w trybie prądowym. Biorąc pod uwagę, że czas zaniku sygnałów świetlnych w scyntylatorach polimerowych jest krótszy niż 2 ns (nanosekundy) oraz że prawdopodobieństwo na zareagowanie kwantu promieniowania rentgenowskiego o znanej energii: około 100 keV w polimerze o grubości wynoszącej 2 cm wynosi około 0,2, detektory TOF-PET 250 działające w trybie zliczeniowym dają możliwość rozróżniania pomiędzy sygnałem pochodzącym od promieniowania rentgenowskiego oraz sygnałem pochodzącym od kwantu anihilacyjnego promieniowania gamma przy częstotliwości wiązki promieniowania rentgenowskiego wynoszącej nawet 10^8 kwantów promieniowania rentgenowskiego na sekundę.

Budowa tomografu 201 umożliwia jednoczesne obrazowanie TOF-PET oraz CT nawet dla wyższych wartości natężenia wiązki promieniowania rentgenowskiego, przy czym wówczas podczas rekonstrukcji obrazu można nie uwzględniać sygnałów, które powstały w danym pasku scyntylacyjnym 251 w chwili, gdy przez ten pasek 251 przechodziła wiązka rentgenowska.

Na Fig. 5–6 przedstawiono schematycznie tomograf hybrydowy TOF-PET/CT w trzecim przykładzie wykonania. Tomograf 301 umożliwia jednoczesne obrazowanie TOF-PET oraz CT bez tłumienia wiązki promieniowania rentgenowskiego w paskach polimerowych detektorów PET 351.

W celu wykonania skanowania CT z użyciem wiązki promieniowania rentgenowskiego o dużym natężeniu, przykładowo przekraczającym 10^8 kwantów promieniowania rentgenowskiego na sekundę, można zastosować warstwę detekcyjną promieniowania gamma 350 z rozsuniętymi paskami scyntylacyjnymi 351 jak przedstawiono na Fig. 6. Dla tak zaprojektowanej konstrukcji tomografu hybrydowego 301 wiązka promieniowania rentgenowskiego 308, emitowana przez wirującą lampę 360, może być rejestrowana przez detektory CT 371 dla zakresu kątów, dla których wiązka 308 przechodzi wyłącznie przez ciało pacjenta 304. Przykładowo, dla pierścienia o średnicy wynoszącej 100 cm utworzonego przez paski scyntylacyjne PET 351, każdy o grubości 5 mm oraz szczelinie pomiędzy sąsiadującymi paskami o grubości 3 mm, można uzyskać 392 projekcje CT.

Budowa tomografu według trzeciego przykładu wykonania umożliwia przesuwanie nie tylko lampy 360, lecz także warstwy detektorów CT 370, przy czym detektory CT 371 tworzące pierścień wokół pacjenta (Fig. 6) mogą przemieszczać się w płaszczyźnie równoległej do podłużnej osi tomografu hybrydowego 301, a prędkość pierścienia 370 można dobrać niezależnie od ruchu lampy 360 lub tak, aby w każdej chwili wachlarz wiązki promieniowania rentgenowskiego 308 pokrywał się z warstwą detektorów CT 370. Kierunek ruchu warstwy detektorów 370 schematycznie przedstawiono strzałką 372 na Fig. 6.

Rozwiązania według pierwszego, drugiego i trzeciego przykładu dają możliwość wytworzenia tańszej wersji tomografu hybrydowego TOF-PET/CT 301 z wąskim pierścieniem detektorów CT 370 (Fig. 6). W przypadku zastosowania polimerowych scyntylatorów paskowych jako detektorów promieniowania gamma 351 dla których koszty materiału detekcyjnego i elektroniki zasadniczo nie zależą od długości pola widzenia uzyskiwanego przez te detektory 351 oraz przy zastosowaniu tomografu CT z wąskim pierścieniem detektorów 370, można otrzymać stosunkowo tani tomograf hybrydowy o dużym polu widzenia w porównaniu do konwencjonalnych tomografów TOF-PET/CT.

Tomograf hybrydowy 101, 201, 301 według niniejszego wynalazku przedstawiony w przykładach wykonania na Fig. 1–6, zawiera pustą przestrzeń pomiędzy warstwami detektorów promieniowania gamma 150, 250, 350 oraz detektorów promieniowania rentgenowskiego 170, 270, 370, którą można wykorzystać na zainstalowanie konstrukcji po której przesuwa się mechanizm z wirującą lampą 160, 260, 360. Przykładowo konstrukcją taką może stanowić kilka sztywnych prętów rozmieszczonych równoległe do głównej osi tomografu (nie pokazano na rysunku).

Na Fig. 7 przedstawiono w przekroju porzecznym tomograf hybrydowy TOF-PET/CT 401 w czwartym przykładzie wykonania, natomiast na Fig. 8 przedstawiono tomograf hybrydowy PET/CT 501 w piątym przykładzie wykonania. W tomografie 401 oraz 501 do wytworzenia wiązki promieniowania rentgenowskiego zastosowano wiązkę elektronów 462, 562, rotującą po okręgu oznaczonym strzałkami 461, 561, przy czym wiązka elektronów 462, 562 w reakcji z tarczą 460, 569 powoduje wytwarzanie

wiązki promieniowania rentgenowskiego 408, 508, która po odpowiednim skolimowaniu jest stosowana jako źródło promieniowania rentgenowskiego podczas skanowania CT. Paski scyntylacyjne promieniowania gamma, tworzące wewnętrzną warstwę detekcyjną mogą być rozsunięte 451, jak pokazano na Fig. 7. Paski scyntylacyjne promieniowania gamma, tworzące wewnętrzną warstwę detekcyjną mogą również przylegać do siebie 551, jak pokazano na Fig. 8. Warstwa detektorów promieniowania rentgenowskiego 470, 570 może tworzyć łuk.

Dzięki zastosowaniu detektorów scyntylacyjnych promieniowania rentgenowskiego o dużej gęstości oraz detektorów polimerowych promieniowania gamma o małej gęstości, skonstruowano urządzenie, w którym podczas skanowania zarówno warstwy detektorów PET i CT oraz pacjent nie wymagają przemieszczania. Zastosowane w tomografie hybrydowym według wynalazku detektory PET o małej gęstości stanowiące w urządzeniu warstwę wewnętrzną mogą osłabiać wiązkę promieniowania rentgenowskiego docierającą do detektorów CT co najwyżej o 40%, co jest równoważne pochłanianiu w około cztero-centymetrowej warstwie tkanki miękkiej, przy czym pochłanianie to można precyzyjnie uwzględnić poprzez wcześniejsze wycechowanie tomografu hybrydowego TOF-PET/CT.

Zasadniczo, gęstość polimerowych pasków z materiału scyntylacyjnego powinna być mniejsza od gęstości materiału scyntylacyjnego detektorów promieniowania rentgenowskiego, ponieważ umożliwia to przenikanie promieniowania rentgenowskiego przez detektory PET tworzące wewnętrzną warstwę detekcyjną, które może być następnie zarejestrowane przez detektory promieniowania rentgenowskiego tworzące zewnętrzną warstwę detekcyjną. Korzystnym jest, gdy polimerowe paski scyntylacyjne mają gęstość poniżej $1,2 \text{ g/cm}^3$, ponieważ umożliwia to przenikanie promieniowania rentgenowskiego w ilości pozwalającej na otrzymywanie projekcji CT. Korzystnym jest, gdy materiał scyntylacyjny detektorów promieniowania rentgenowskiego ma gęstość powyżej 6 g/cm^3 , ponieważ skutecznie pochłania promieniowanie rentgenowskie. W szczególności, polimerowe paski scyntylacyjne mogą przepuszczać co najmniej 60% promieniowania rentgenowskiego, dzięki czemu możliwe było zbudowanie warstwy detektorów PET otaczającej komorę scyntylacyjną na całym obwodzie oraz umiejscowienie detektorów promieniowania rentgenowskiego w warstwie zewnętrznej tomografu hybrydowego według wynalazku.

Dodatkowo, tomograf hybrydowy według niniejszego wynalazku można zaprojektować tak, aby konwertery foto-elektryczne PET, połączone z detektorami i zamieniające impulsy świetlne na impulsy elektryczne, oraz wszystkie pozostałe elementy elektroniki umożliwiające przekształcanie otrzymywanych sygnałów na obraz, znajdowały się poza polem widzenia tomografu CT. Dzięki takiemu rozwiązaniu nawet podczas jednoczesnego obrazowania PET oraz CT elektronika detektorów PET nie jest narażana na promieniowanie rentgenowskie, które mogłoby zniekształcać sygnały PET, a wiązka promieniowania emitowana przez lampę rentgenowską nie jest zniekształcana przez elektronikę tomografu PET.

Otrzymane urządzenie umożliwia zatem detekcję promieniowania rentgenowskiego oraz promieniowania gamma w tym samym czasie, przy czym w zależności od długości polimerowych pasków scyntylacyjnych w urządzeniu można wykonywać jednoczesne skanowanie nawet całego ciała pacjenta bez konieczności poruszania detektorami oraz bez konieczności poruszania pacjentem. Daje możliwość otrzymywania obrazów hybrydowych TOFPET/CT pozbawionych wszelkich artefaktów oraz błędów systematycznych.

Zastrzeżenia patentowe

1. Tomograf hybrydowy TOF-PET/CT zawierający komorę detekcyjną, detektory promieniowania gamma, detektory promieniowania rentgenowskiego oraz ruchome źródło promieniowania rentgenowskiego, **znamienny tym**, że detektory promieniowania gamma (150, 250, 350, 450, 550) oraz detektory promieniowania rentgenowskiego (170, 270, 370, 470, 570) otaczają komorę detekcyjną (102, 202, 302, 402, 502) na całym obwodzie komory detekcyjnej (102, 202, 302, 402, 502), przy czym detektory promieniowania gamma (150, 250, 350, 450, 550) umieszczone są bliżej podłużnej osi (115, 215, 315, 415, 515) komory detekcyjnej (102, 202, 302, 402, 502) niż detektory promieniowania rentgenowskiego (170, 270, 370, 470, 570), przy czym detektory promieniowania gamma (150, 250, 350, 450, 550) zawierają polimerowe paski (151, 251, 351, 451, 551) z materiału scyntylacyjnego o gęstości mniejszej niż gęstość materiału scyntylacyjnego detektorów promieniowania rentgenowskiego (171, 271, 371, 471, 571).

2. Tomograf hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że polimerowe paski scyntylicyjne (151, 251, 351, 451, 551) mają gęstość poniżej 1,2 g/cm³.
3. Tomograf hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że materiał scyntylicyjny detektorów promieniowania rentgenowskiego (171, 271, 371, 471, 571) ma gęstość powyżej 6 g/cm³.
4. Tomograf hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że polimerowe paski scyntylicyjne (151, 251, 351, 451, 551) przepuszczają co najmniej 60% promieniowania rentgenowskiego.
5. Tomograf hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że paski scyntylicyjne (151, 251, 351, 451, 551) rozmieszczone są obwodowo, przy czym najdłuższe krawędzie pasków są równoległe względem podłużnej osi (115, 215, 315, 415, 515) tomografu hybrydowego (101, 201, 301, 401, 501).
6. Tomograf hybrydowy według zastrz. 5, **znamienny tym**, że paski scyntylicyjne (151, 251, 551) przylegają do siebie.
7. Tomograf hybrydowy według zastrz. 5, **znamienny tym**, że paski scyntylicyjne (351, 451) są rozsunięte względem swoich najdłuższych krawędzi.
8. Tomograf hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że detektory promieniowania rentgenowskiego (171, 271, 371) tworzą pierścień, współosiowy z podłużną osią (115, 215, 315) tomografu hybrydowego (101, 201, 301) obejmujący warstwę detekcyjną TOF-PET.
9. Tomograf hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że warstwa detektorów promieniowania rentgenowskiego (470, 570) w przekroju prostopadłym do podłużnej osi (415, 515) tomografu hybrydowego (401, 501) stanowi łuk.
10. Tomograf hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że pomiędzy warstwą detektorów promieniowania gamma (150, 250, 350) a warstwą detektorów promieniowania rentgenowskiego (170, 270, 370) znajduje się źródło promieniowania rentgenowskiego (160, 260, 360).
11. Tomograf hybrydowy według zastrz. 10, **znamienny tym**, że źródło promieniowania rentgenowskiego (460, 560, 462, 562) znajduje się po stronie zewnętrznej warstwy detektorów promieniowania gamma (450, 550).
12. Tomograf hybrydowy według zastrz. 10, **znamienny tym**, że źródło (160, 160, 360) w trakcie emisji promieniowania rentgenowskiego jednocześnie wiruje wokół i przesuwają się wzdłuż podłużnej osi (115, 215, 315) tomografu hybrydowego (101, 201, 301).
13. Tomograf hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że detektory promieniowania rentgenowskiego (371) zmieniają położenie względem detektorów promieniowania gamma (351).
14. Tomograf hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że skolimowana wiązka promieniowania rentgenowskiego (208, 308) nie przechodzi przez żaden pasek scyntylicyjny (251, 351).
15. Tomograf hybrydowy, według zastrz. 1, **znamienny tym**, że skolimowana wiązka promieniowania rentgenowskiego (108, 208, 308, 408, 508) przechodzi przez dwa paski scyntylicyjne (151, 251, 351, 451, 551).
16. Tomograf hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że urządzenia elektroniczne połączone z detektorami tomografu PET (151, 251, 351, 451, 551) i detektorami tomografu CT (171, 271, 371, 471, 571) oraz fotonowielacze scyntylicyjny PET są umiejscowione poza komorą detekcyjną (102, 202, 302, 402, 502).
17. Tomograf hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że detektory promieniowania gamma (151, 251, 351, 451, 551) oraz detektory promieniowania rentgenowskiego (171, 271, 371, 471, 571) są podłączone do wspólnego zegara.
18. Tomograf hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że jest przystosowany do jednoczesnego obrazowania TOF-PET i CT.
19. Tomograf hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że jest przystosowany do sekwencyjnego obrazowania TOF-PET i CT.

Rysunki

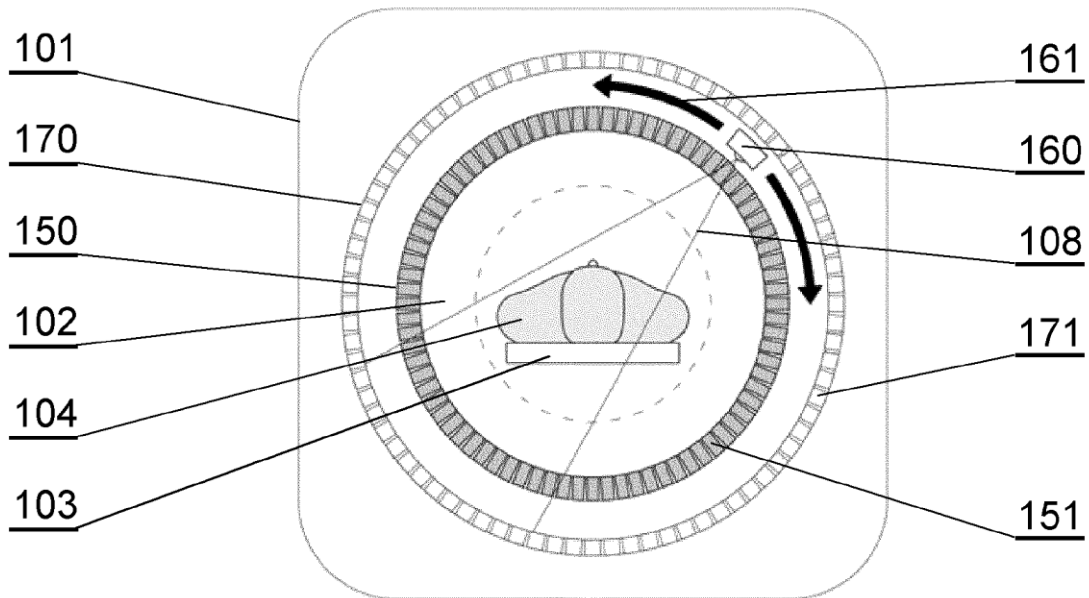


Fig. 1

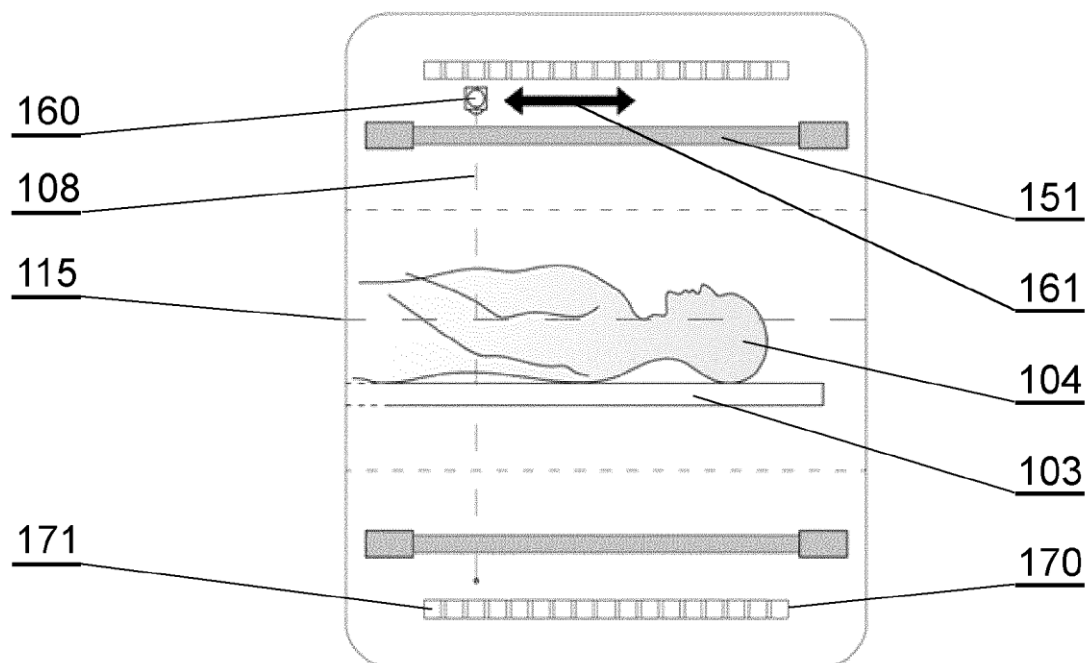


Fig. 2

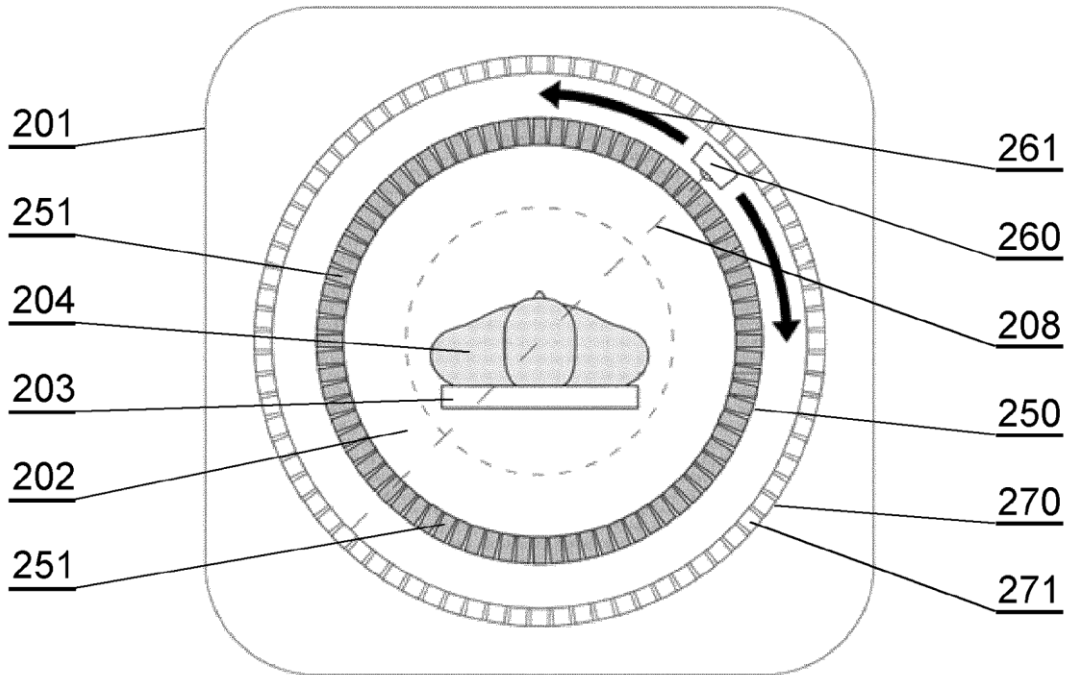


Fig. 3

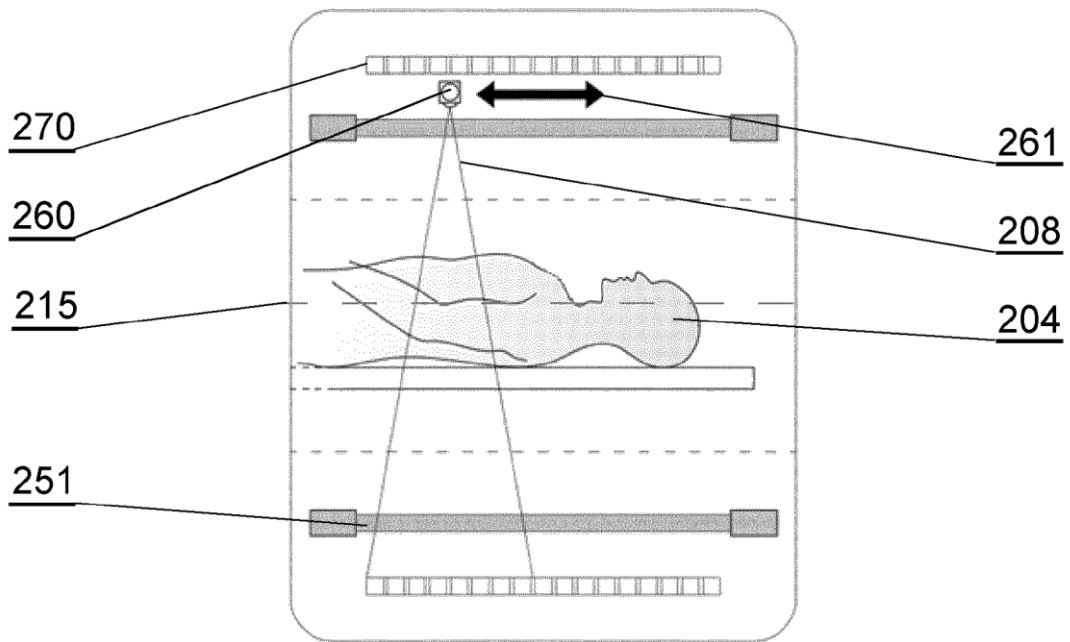


Fig. 4

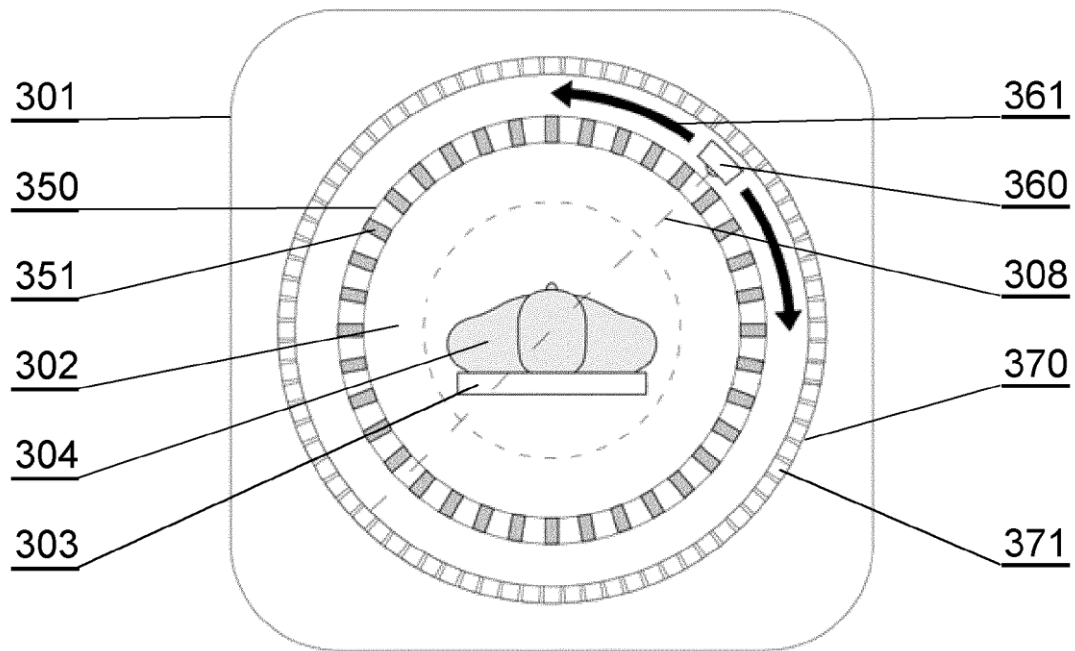


Fig. 5

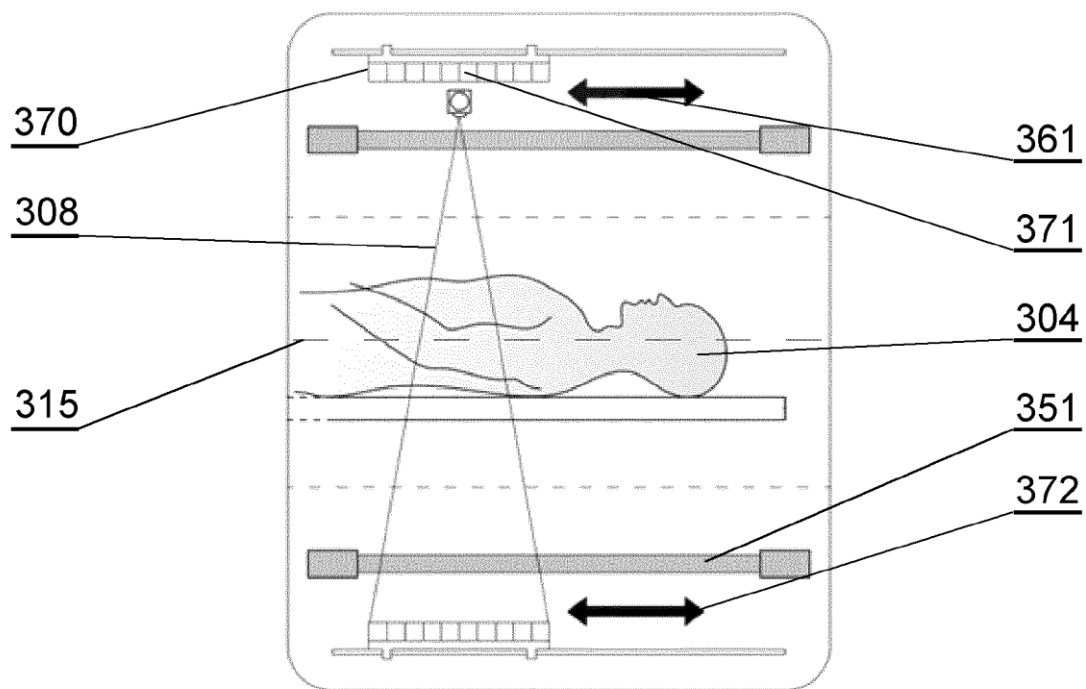


Fig. 6

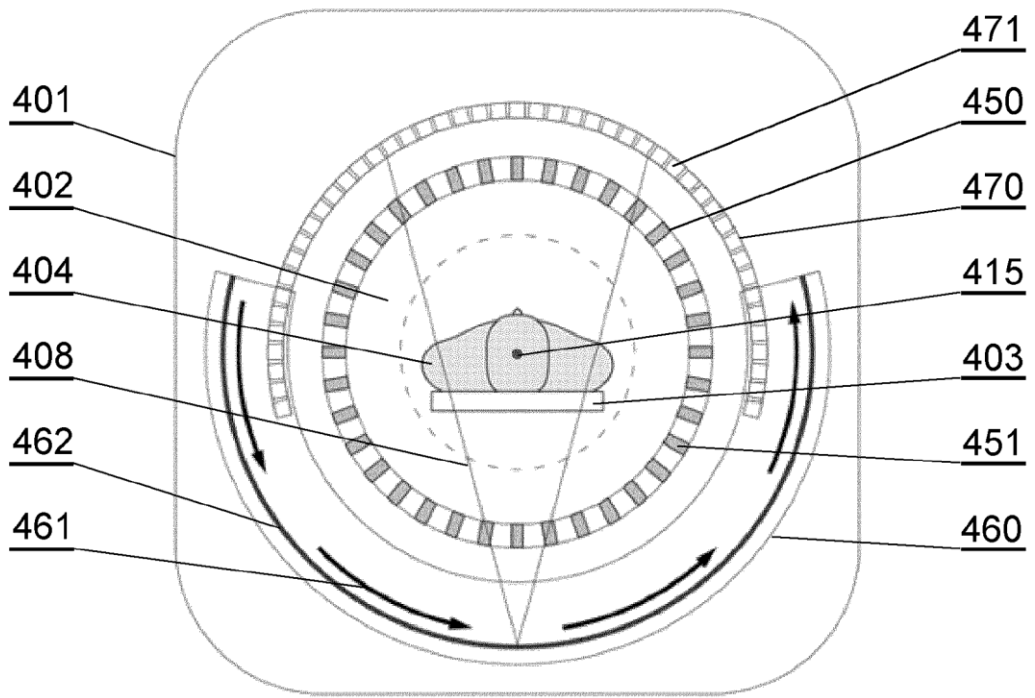


Fig. 7

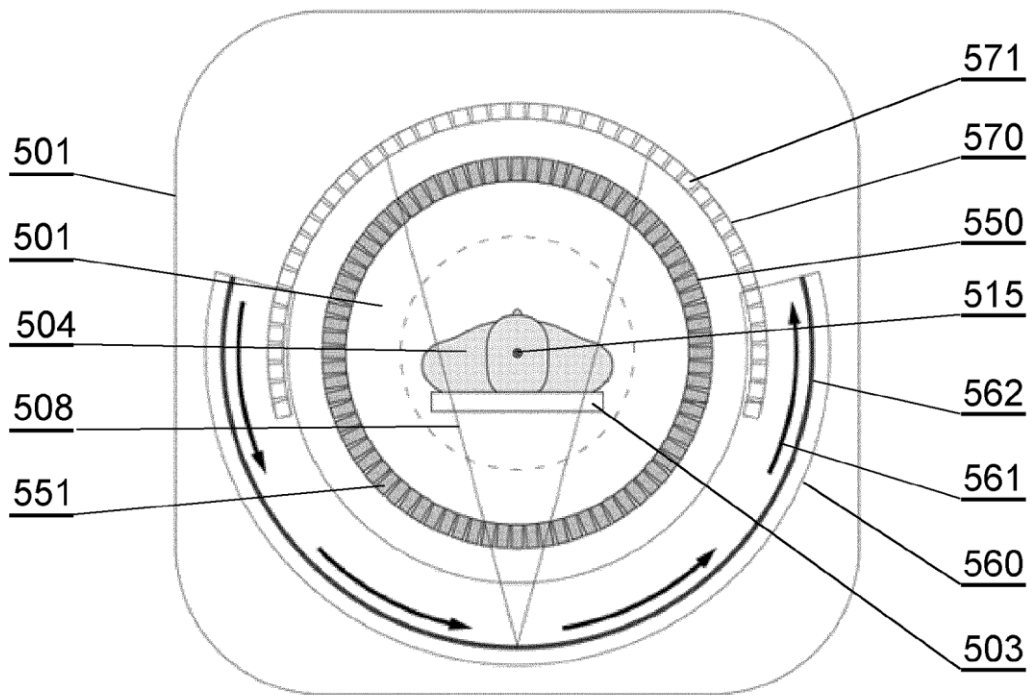


Fig. 8

