

RZECZPOSPOLITA  
POLSKA



Urząd Patentowy  
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **228483**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **405184**

(51) Int.Cl.  
**A61B 5/055 (2006.01)**  
**G01R 33/48 (2006.01)**

(22) Data zgłoszenia: **30.08.2013**

(54)

**Tomograf hybrydowy TOF-PET/MRI**

(43) Zgłoszenie ogłoszono:

**02.03.2015 BUP 05/15**

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:

**30.04.2018 WUP 04/18**

(73) Uprawniony z patentu:

**UNIwersytet Jagielloński, Kraków, PL**

(72) Twórca(y) wynalazku:

**PAWEŁ MOSKAL, Czułówek, PL**

(74) Pełnomocnik:

**rzech. pat. Adam Pawłowski**

**PL 228483 B1**

## Opis wynalazku

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

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  $^{11}\text{C}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{18}\text{F}$ , 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  $180^\circ$  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 scyntylacyjnego nieorganicznego. Kwant gamma wpada do scyntylatora, 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 scyntylatora 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 znajdować 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 scyntylatora rzędu kilkuset pikosekund.

Inną metodą obrazowania jest magnetyczny rezonans jądrowy – MRI (z ang. *Magnetic Resonance Imaging*), który wykorzystuje magnetyczne właściwości jąder atomowych, a w szczególności jąder atomów wodoru, czyli protonów szeroko występujących w materii w tym w tkankach organizmów żywych. Technika MRI pozwala na uzyskiwanie obrazów rozkładu gęstości atomów wodoru dając obraz morfologiczny tkanek.

Nałożenie obrazu funkcjonalnego – PET z morfologicznym MRI znacząco zwiększa możliwości technik obrazowania: obraz PET umożliwia precyzyjną lokalizację zmian metabolicznych w poszcze-

gólnych organach oraz wyznaczenie stopnia tych zmian, natomiast uzyskanie obrazu MRI w tym samym czasie pozwala na precyzyjnie przyporządkowanie tych zmian odpowiednim organom. Uzyskiwane obrazy hybrydowe PET/MRI mogą znaleźć zastosowanie w badaniach naukowych nad procesami fizjologicznymi, gdzie szczególnie istotne jest precyzyjne przyporządkowanie odpowiednim tkankom zmian metabolizmu danego radio-farmaceutyku w czasie obrazowania.

Obecnie w wielu laboratoriach na świecie intensywnie rozwijana jest technologia, która pozwoliłaby na jednoczesne obrazowanie PET oraz MRI. Znane tomografy hybrydowe PET/MRI są urządzeniami, w których tomograf PET oraz tomograf MRI są przestrzennie odseparowane. Podstawowa trudność w połączeniu obu technik obrazowania polega na wzajemnym zaburzaniu się sygnałów pomiędzy układami detekcyjnymi PET i MRI. Silne pola magnetyczne stosowane w MRI zaburzają działania konwerterów impulsów świetlnych na impulsy elektryczne oraz transmisję i przetwarzanie sygnałów w detektorach PET. Taka budowa urządzenia powoduje, że obrazowania: PET i MRI w rzeczywistości są przeprowadzane w różnych miejscach pacjenta i w różnym czasie – pacjent jest przesuwany pomiędzy kolejnymi obrazowaniami skokowo, zatem obrazowanie 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 w trakcie przesuwania. Nałożenie wykonanych w różnym czasie obrazów MRI i PET 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. Wstawienie z kolei tomografu PET pomiędzy cewki tomografu MRI a pacjenta zniekształca pola magnetyczne i odczyt sygnałów elektromagnetycznych tomografu MRI na skutek prądów wirowych i fal elektromagnetycznych indukowanych w elementach elektroniki odczytu i transmisji sygnałów elektrycznych tomografu PET.

W stanie techniki znane są sposoby rozwiązywania powyżej opisanych trudności oraz urządzenia umożliwiające jednoczesną diagnostykę PET oraz MRI.

Z amerykańskiego opisu patentowego US8013607 znane jest rozwiązanie, w którym tomografy PET oraz MRI zostały przestrzennie rozdzielone i ustawione w bliskiej odległości od siebie. Aparat umożliwia sekwencyjne skanowanie PET oraz MRI przy czym pacjent podczas badania umieszczony jest na platformie i przesuwany pomiędzy tomografami. Podobne rozwiązanie zostało także opisane w artykule „Design and performance evaluation of a whole-body Ingenuity TF PET/MRI system” (Z. Zaidi i in., *Phys. Med. Biol.* 56 (2011), s. 3091–3106). Ujawniona technika omija trudności techniczne związane z negatywnym wpływem detektorów PET na pola magnetyczne i sygnały elektromagnetyczne MRI poprzez fizyczny rozdział dwóch detektorów, przy czym przesuwanie pacjenta pomiędzy obrazowaniami może prowadzić do powstawania zniekształceń nakładanych obrazów PET i MRI tzw. artefaktów, szczególnie w przypadku organów jamy brzusznej, które mogą poruszać się pomiędzy skanowaniami na skutek przyspieszeń doznawanych przez pacjenta w trakcie przesuwania.

W artykule „Simultaneous PET and NMR” (P.K. Marsden i in., *Brit J Radiology* 75 (2002) s. 53–59), opisano tomograf hybrydowy z niestandardowym odczytem poprzez prowadzenie sygnałów w długich włóknach światłowodowych, które wsuwa się do wnętrza tomografu MRI.

Zastosowanie tego rozwiązania zmniejsza jednak pole widzenia możliwie do obrazowania oraz pogarsza jakość obrazowania PET ze względu na konieczność prowadzenia sygnałów w kilkumetrowych cienkich włóknach światłowodowych.

W artykule „Whole-Body MR/PET Hybrid Imaging: Technical Considerations, Clinical Workflow, and Initial Results” (Quick H. i in., *MAGNETOM Flash* 1/2011 str. 88–100) przedstawiono możliwość zastosowania fotopowielaczy krzemowych lub diod lawinowych zamiast standardowych fotopowielaczy lampowych oraz obudowanie ich wraz z elektroniką w specjalne osłony elektromagnetyczne przykładowo z miedzi oraz wbudowanie ich pomiędzy cewki gradientowe a cewki sygnałowo-odczytowe tomografu MRI. Podobne rozwiązanie – z użyciem fotopowielaczy krzemowych ujawniono także w opisie patentowym US7218112. Opisany sposób umożliwia jednoczesne obrazowanie w stosunkowo dużym poprzecznym polu widzenia. Rozwiązanie to schematycznie przedstawiono na Fig. 1, na której detektory PET 20 znajdują się pomiędzy cewkami odbiorczo-nadawczymi 31 otaczającymi pacjenta 5 a cewkami gradientowymi 32. Detektory PET zbudowane są z kryształów LSO 21 z matrycą fotodiod lawinowych 22 zintegrowanych z systemem chłodzenia 23 oraz analogową elektroniką odczytu 24. Moduły detekcyjne obudowane są miedzianymi osłonami. Takie rozmieszczenie elementów tomografów PET oraz MRI może jednak prowadzić do powstawania zaburzeń pól magnetycznych

oraz sygnałów elektromagnetycznych używanych w MRI oraz zniekształceń sygnałów w tomografii PET. Głównymi czynnikami powodującymi powstawanie opisanych zaburzeń są: (i) konwertery, układy elektroniczne oraz system chłodzenia, które znajdują się według przedstawionego rozwiązania pomiędzy cewkami odbiorczo-nadawczymi a gradientowymi, (ii) transmisja sygnałów elektrycznych z detektorów PET pomiędzy cewkami odbiorczo-nadawczymi a gradientowymi, (iii) rozpraszanie kwantów anihilacyjnych w cewkach odbiorczo-nadawczych MRI znajdujących się pomiędzy pacjentem a warstwą detektorów PET. Ponadto zastosowana w przedstawionym rozwiązaniu technologia jest kosztowna, przy czym koszt detektora oraz elektroniki wzrasta w przybliżeniu liniowo wraz z długością podłużnego pola widzenia, co stanowi jedną z istotnych przyczyn ograniczających powszechną budowę tomografów hybrydowych PET/MRI z dużym podłużnym polem widzenia.

W zgłoszeniu patentowym US20120112079 ujawniono wynalazek dotyczący urządzenia paskowego i sposobu wyznaczania miejsca i czasu reakcji kwantów gamma oraz zastosowanie tego urządzenia w pozytonowej tomografii emisyjnej. Opisany w zgłoszeniu detektor TOF-PET pozwala na jednoczesne obrazowanie całego pacjenta 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. Opis zgłoszenia US20120112079 nie przedstawia jednak sposobu jednoczesnego obrazowania PET oraz MRI z użyciem polimerowych scyntylatorów paskowych.

Celowym byłoby opracowanie urządzenia do obrazowania z zastosowaniem tanich scyntylatorów polimerowych, które umożliwiłyby jednoczesne rejestrowanie promieniowania gamma i przeprowadzanie magnetycznego rezonansu jądrowego z szerokim polem widzenia, dając możliwość wyeliminowania wszelkich 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 morfologiczne.

Przedmiotem wynalazku jest tomograf hybrydowy TOF-PET/MRI zawierający tomograf TOF-PET oraz tomograf MRI, charakteryzujący się tym, że tomograf TOF-PET zawiera polimerowe paski scyntylacyjne rozmieszczone obwodowo wewnątrz obszaru roboczego pola magnetycznego cewki odbiorczo-nadawczej tomografu MRI i konwertery foto-elektryczne do konwersji sygnałów świetlnych z pasków scyntylacyjnych na sygnały elektryczne, przy czym konwertery foto-elektryczne znajdują się poza obszarem roboczym pola magnetycznego tomografu MRI.

Korzystnie, podczas pracy tomografu hybrydowego położenie tomografu TOF-PET jest stałe względem tomografu MRI.

Korzystnie, cewka nadawczo-odbiorcza tomografu znajduje się bezpośrednio przy warstwie scyntylatorów promieniowania gamma od strony zewnętrznej tomografu hybrydowego.

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

Korzystnie, polimerowe paski scyntylacyjne przylegają do siebie.

Korzystnie, polimerowe paski scyntylacyjne są rozsunięte względem swoich najdłuższych krawędzi.

Korzystnie, każdy polimerowy pasek scyntylacyjny połączony jest z co najmniej dwoma konwerterami foto-elektrycznymi.

Korzystnie, konwertery foto-elektryczne stanowią fotopowielacze lampowe.

Korzystnie, konwertery foto-elektryczne stanowią fotodiody lawinowe.

Korzystnie, konwertery foto-elektryczne stanowią fotopowielacze krzemowe.

Korzystnie, tomograf TOF-PET i tomograf MRI są podłączone do wspólnego zegara.

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

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

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

Fig. 1 przedstawia tomograf hybrydowy PET/MRI znany z cytowanego stanu techniki;

Fig. 2 przedstawia schematycznie tomograf hybrydowy TOF-PET/MRI według wynalazku w przekroju poprzecznym;

Fig. 3 przedstawia schematycznie tomograf hybrydowy TOF-PET/MRI według wynalazku w przekroju w płaszczyźnie zawierającej oś podłużną tomografu.

Poszczególne oznaczenia na figurach oznaczają odpowiednio:

101 – tomograf hybrydowy TOF-PET/MRI, 120 – tomograf TOF-PET, 121 – polimerowe paski scyntylacyjne, 122 – konwerter foto-elektryczny, 123 – osłony magnetyczne konwerterów foto-elektrycznych, 130 – tomograf MRI, 131 – warstwa cewek odbiorczo-nadawczych, 132 – magnesy wytwarzające statyczne pole magnetyczne  $B_0$ , magnesy cewki wytwarzające pole gradientowe, układ chłodzenia, 104 – komora hybrydowego tomografu TOF-PET/MRI do badania pacjenta, 105 – pacjent, 106 – platforma umożliwiająca wprowadzanie pacjenta do komory hybrydowego tomografu TOF-PET/MRI, 107 – podłużna oś tomografu hybrydowego, 108 – linie pola magnetycznego.

Na fig. 2 przedstawiono schematycznie tomograf hybrydowy 101, który ma komorę 104, do której wprowadza się pacjenta 105 po zaaplikowaniu pacjentowi radiofarmaceutyku. W celu wykonania badania pacjent kładzie się na platformie 106, przy czym po osiągnięciu ustalonego położenia w komorze 104 położenie platformy 6 pozostaje stałe do momentu zakończenia badania.

Tomograf 101 zawiera dwa tomografy różnych typów: tomograf TOF-PET 120 oraz tomograf MRI 130. Tomograf TOF-PET 120 stanowi warstwę wewnętrzną tomografu hybrydowego 101 i rejestruje promieniowanie gamma w trakcie pracy tomografu 101.

Warstwa wewnętrzna tomografu TOF-PET 120 jest wypełniona niemagnetycznymi polimerowymi paskami scyntylacyjnymi 121, które w korzystnym przykładzie wykonania są domieszkowane atomami o liczbie atomowej co najmniej pięćdziesiąt, oraz o małej gęstości i grubości przykładowo 2 cm każdy, które nie zaburzają pól magnetycznych i fal elektromagnetycznych używanych w tomografii MRI. Paski 121 mogą być ułożone obwodowo, rozsunięte na zadaną odległość lub mogą przylegać do siebie wzdłuż swoich najdłuższych krawędzi, tworząc podłużny, cylindryczny pierścień (lub inny kształt) współosiowy z podłużną osią 107 tomografu hybrydowego 101. Powstałe w wyniku rozpadu radioizotopu kwanty gamma docierając do pasków 121 są przez materiał paska 121 przetwarzane na impulsy świetlne i następnie transportowane do układu konwerterów fotoelektrycznych 122. Konstrukcja paskowa tomografu PET 120 pozwala nie tylko na używanie polimerowych scyntylatorów jako warstwy detekcyjnej, lecz także jako systemu światłowodów wewnątrz których odbywa się transport impulsów świetlnych na zewnątrz magnesu MRI 132.

Tomograf MRI 130 stanowi warstwę zewnętrzną tomografu hybrydowego 101 i rejestruje fale elektromagnetyczne w trakcie jego pracy. Tomograf MRI 130 może być konwencjonalnym tomografem MRI, którego budowa i sposób działania są znane fachowcom. Przykładowo, tomograf MRI 130 może zawierać warstwę cewek odbiorczo-nadawczych 131 bezpośrednio otaczających warstwę detektora PET 120 oraz magnesy wytwarzające statyczne pole magnetyczne  $B_0$ , magnesy cewki wytwarzające pole gradientowe, układ chłodzenia oraz obudowę, łącznie oznaczonych jako 132 na Fig. 2 w celu uzyskania większej przejrzystości rysunku.

Fig. 3 przedstawia przekrój tomografu hybrydowego 101 w płaszczyźnie zawierającej oś podłużną 107 tomografu. Każdy pasek scyntylacyjny 121 detektora TOF-PET 120 może być połączony optycznie z dwoma konwerterami foto-elektrycznymi 122. Konwertery 122 są wyprowadzone poza obszar pola roboczego cewki odbiorczo-nadawczej 131 tomografu MRI 130. Konwertery mogą być umieszczone w osłonach magnetycznych 123 przykładowo z „miu-metalu”, przy czym jako konwerterów foto-elektrycznych można używać dowolnych znanych konwerterów przykładowo diod lawinowych, fotopowielaczy krzemowych, a nawet zwykłych fotopowielaczy lampowych, w zależności od oczekiwanych czasowych zdolności rozdzielczych, przy czym zastosowanie fotopowielaczy lampowych umożliwia uzyskanie najlepszych czasowych zdolności rozdzielczych TOF, nieosiągalnych w znanych w stanie techniki tomografach TOF-PET/MRI.

Obrazowanie funkcjonalne z użyciem detektorów PET oraz detektorów MRI za pomocą tomografu hybrydowego TOF-PET/MRI można przeprowadzać jednocześnie lub sekwencyjnie, przy czym obrazowania sekwencyjne można dokonywać według zadanej kolejności lub w zależności od potrzeb można także wykonywać obrazowanie wyłącznie z użyciem detektorów PET lub wyłącznie z użyciem detektorów MRI.

Dane zbierane w trakcie obrazowania z obu tomografów zapisywane mogą być wraz ze znacznikiem czasu zsynchronizowanym względem wspólnego zegara, tak aby umożliwić nakładanie obrazów TOF-PET i MRI wykonanych w tych samych przedziałach czasu. Akwizycja danych i dalsze procedury rekonstrukcji obrazów PET oraz MRI mogą bazować na rozwiązaniach znanych fachowcom.

Dzięki odpowiednio zaprojektowanej konfiguracji detektorów promieniowania gamma, w których konwertery foto-elektryczne 122 wyprowadzono poza zasięg magnesu tomografu MRI, tomograf hy-

brydowy według wynalazku umożliwia jednoczesną pracę tomografów PET oraz MRI bez powstawania zniekształceń pola magnetycznego oraz fal elektromagnetycznych tomografu MRI.

Opracowanie tomografu hybrydowego z jednoczesną możliwością prowadzenia rejestracji promieniowania gamma i obrazowania MRI było możliwe dzięki wykorzystaniu światłowodowych właściwości niemagnetycznych polimerowych scyntyatorów paskowych i wykorzystaniu pasków do transmisji fotonów poza obszar pola magnetycznego.

Ponadto, takie rozwiązanie umożliwiło otrzymanie tomografu hybrydowego, w którym w obszarze obrazowania znajdują się wyłącznie niemagnetyczne materiały detektora TOF-PET, co pozwoliło na wyprowadzenie – względem konwencjonalnych rozwiązań hybrydowych tomografów PET/MRI – cewek nadawczo-odbiorczych tomografu MRI poza detektory promieniowania gamma, dzięki czemu promieniowanie anihilacyjne emitowane przez obiekt w tomografie hybrydowym według wynalazku nie jest tłumione przez cewki nadawczo-odbiorcze tomografu MRI i inne elementy tego układu oraz może docierać bezpośrednio do detektora promieniowania gamma. Niemagnetyczna warstwa detekcyjna TOF-PET stanowi więc jednocześnie materiał do rejestrowania kwantów anihilacyjnych jak i do transmisji sygnałów na zewnątrz magnesów tomografu MRI, gdzie podlegają one obróbce elektronicznej przez konwertery i elektronikę osłoniętą przed resztkowym polem rozproszonym.

Należy podkreślić, iż zastosowanie polimerowych – paskowych detektorów promieniowania gamma pozwoliło dodatkowo na zwiększenie podłużnego pola widzenia hybrydowego tomografu TOF-PET/MRI w stosunku do znanych urządzeń tego typu. Paski detekcyjne tomografu PET mogą przebiegać na całej długości tomografu MRI – w warstwie wewnętrznej tomografu, dzięki czemu jest możliwe obrazowanie jednocześnie całego obiektu bez konieczności przemieszczania pacjenta lub detektorów co pozwala na wyeliminowanie wszelkich artefaktów oraz błędów systematycznych.

Ponadto, budowa tomografu umożliwia stosowanie dowolnych znanych konwerterów fotoelektrycznych, dzięki czemu dla tomografu według wynalazku można dobierać konwertery fotoelektryczne o wysokich zdolnościach rozdzielczych a w konsekwencji otrzymywać precyzyjne hybrydowe obrazy PET/MRI.

### Zastrzeżenia patentowe

1. Tomograf hybrydowy TOF-PET/MRI zawierający tomograf TOF-PET oraz tomograf MRI zawierający magnes (132), **znamienny tym**, że tomograf TOF-PET (120) zawiera:
  - polimerowe paski scyntyacyjne (121) do transmisji fotonów scyntyacyjnych na zewnątrz magnesu (132), rozmieszczone obwodowo jako warstwa otaczająca komorę (104) tomografu hybrydowego TOF-PET/MRI, wewnątrz obszaru roboczego pola magnetycznego warstwy cewki odbiorczo-nadawczej (131) tomografu MRI (130) i
  - konwertery foto-elektryczne (122) do konwersji sygnałów świetlnych z pasków scyntyacyjnych (121) na sygnały elektryczne, przy czym konwertery foto-elektryczne (122) znajdują się poza obszarem roboczym pola magnetycznego tomografu MRI (130),
  - przy czym warstwa cewki odbiorczo-nadawczej (131) znajduje się pomiędzy magnesem (132) tomografu MRI (130) a warstwą polimerowych pasków scyntyacyjnych (121).
2. Tomograf według zastrz. 1, **znamienny tym**, że warstwa cewki odbiorczo-nadawczej (131) tomografu (101) znajduje się bezpośrednio przy warstwie scyntyatorów promieniowania gamma (121) od strony zewnętrznej warstwy polimerowych pasków scyntyacyjnych tomografu hybrydowego (101).
3. Tomograf według zastrz. 1, **znamienny tym**, że polimerowe paski scyntyacyjne rozmieszczone są obwodowo tworząc pierścień, przy czym najdłuższe krawędzie pasków (121) są wzajemnie równoległe.
4. Tomograf według zastrz. 3, **znamienny tym**, że polimerowe paski scyntyacyjne (121) przylegają do siebie wzdłuż swoich najdłuższych krawędzi.
5. Tomograf według zastrz. 3, **znamienny tym**, że polimerowe paski scyntyacyjne (121) są rozsunięte względem swoich najdłuższych krawędzi.
6. Tomograf według zastrz. 1, **znamienny tym**, że każdy polimerowy pasek scyntyacyjny (121) połączony jest z dwoma konwerterami fotoelektrycznymi (122).
7. Tomograf według zastrz. 1, **znamienny tym**, że konwertery fotoelektryczne (122) stanowią fotopowielacze lampowe.

8. Tomograf według zastrz. 1, **znamienny tym**, że konwertery fotoelektryczne (122) stanowią fotodiody lawinowe.
9. Tomograf według zastrz. 1, **znamienny tym**, że konwertery fotoelektryczne (122) stanowią fotopowielacze krzemowe.
10. Tomograf według zastrz. 1, **znamienny tym**, że tomograf TOF-PET (120) I tomograf MRI (130) są podłączone do wspólnego zegara.

Rysunki

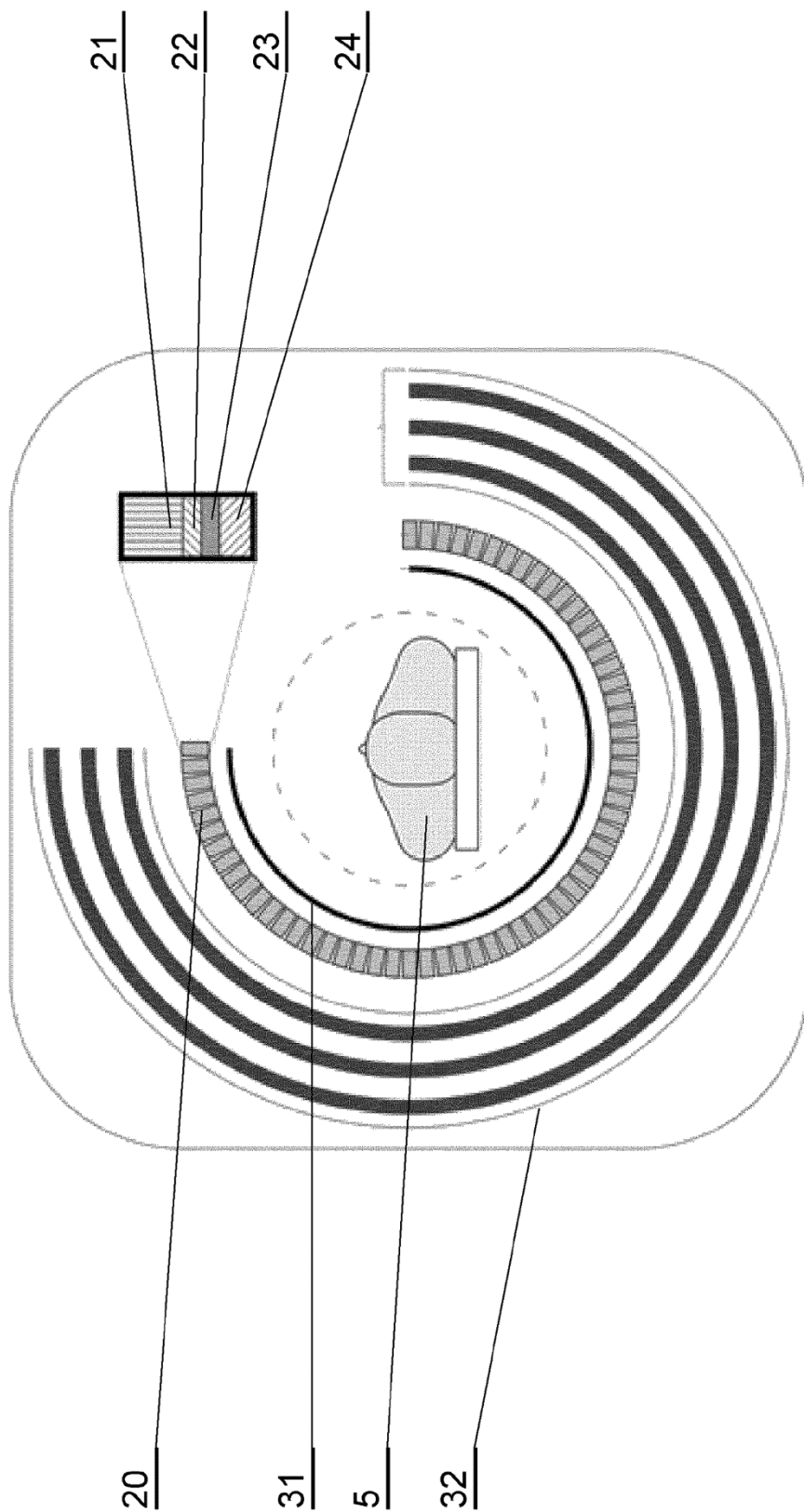


Fig. 1



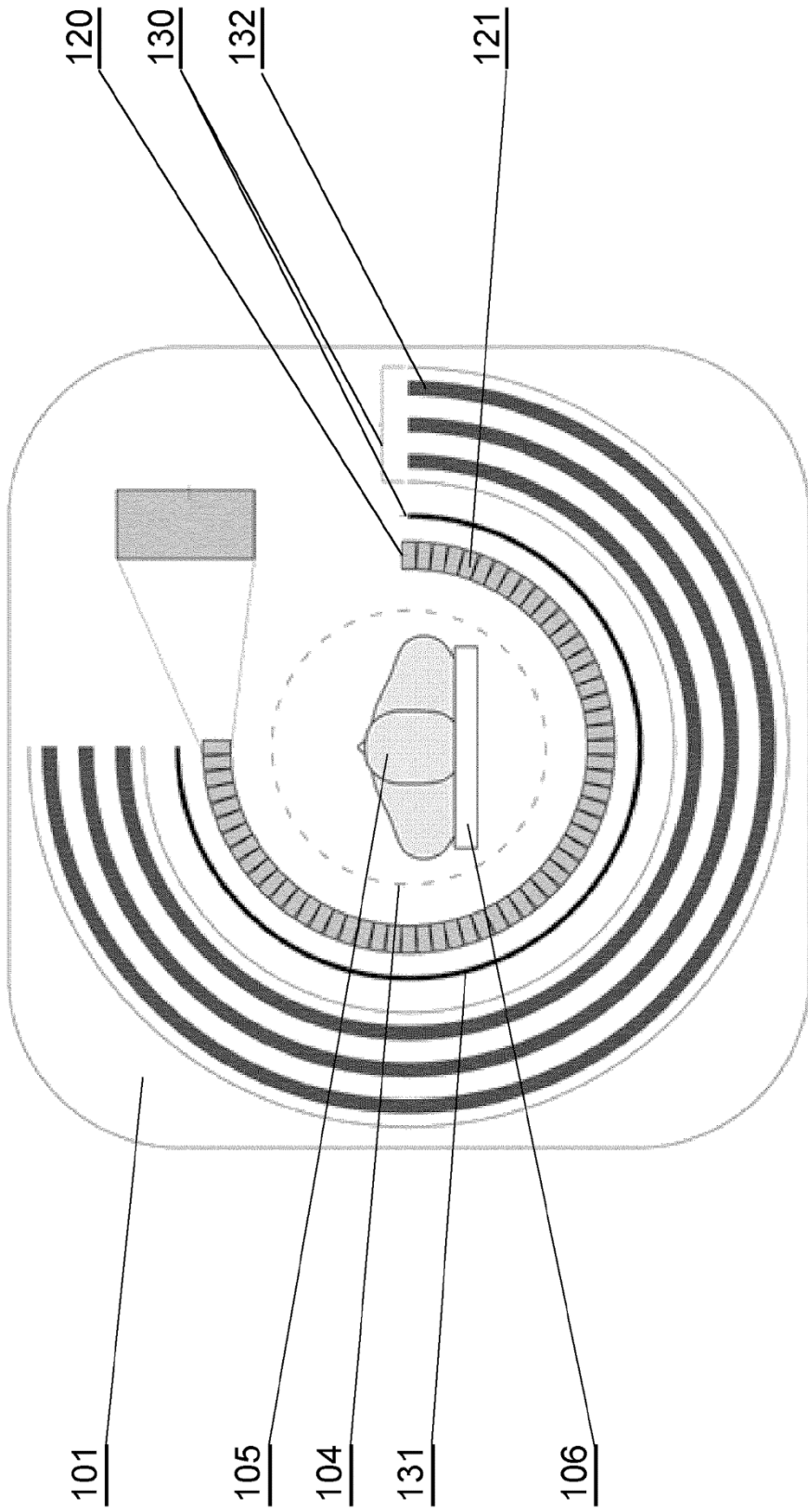


Fig. 2

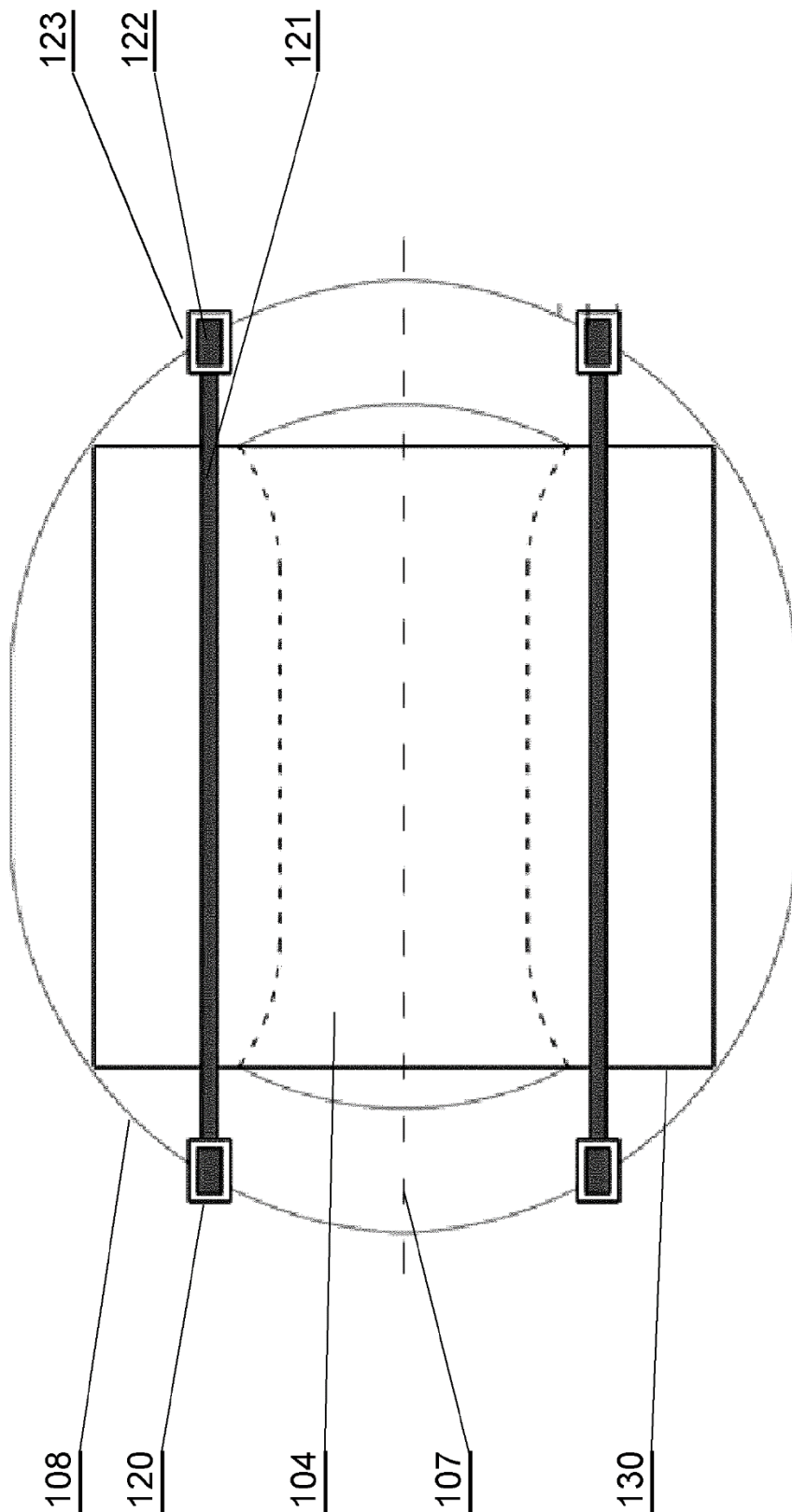


Fig. 3