

RZECZPOSPOLITA  
POLSKA



Urząd Patentowy  
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **228003**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **413150**

(22) Data zgłoszenia: **16.07.2015**

(51) Int.Cl.

**G01T 1/164 (2006.01)**

**A61B 6/03 (2006.01)**

**A61B 5/055 (2006.01)**

**G01R 33/48 (2006.01)**

(54)

**Wkład tomograficzny TOF-PET**

(43) Zgłoszenie ogłoszono:

**30.01.2017 BUP 03/17**

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:

**28.02.2018 WUP 02/18**

(73) Uprawniony z patentu:

**UNIwersytet Jagielloński, Kraków, PL**

(72) Twórca(y) wynalazku:

**BARTOSZ GŁOWACZ, Żory, PL**

**PAWEŁ MOSKAL, Czułówek, PL**

**MARCIN ZIELIŃSKI, Kraków, PL**

(74) Pełnomocnik:

**rzecz. pat. Grażyna Więckowska-Lazanowicz**

**PL 228003 B1**

## Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest przenośny wkład tomograficzny TOF-PET do tomografów rezonansu magnetycznego (MRI), z zastosowaniem którego możliwe jest jednoczesne obrazowanie PET i MRI.

Dostęp do informacji anatomicznej i funkcjonalnej wnętrza organizmu możliwy jest, między innymi, przy zastosowaniu różnych technik tomograficznych, opartych na rejestracji promieniowania z obszaru tkanek i przetworzeniu zgromadzonych danych na obraz anatomiczny lub informację o zmianach właściwości fizyko-chemicznych zachodzących w badanym obszarze.

Jedną z technik tomograficznych jest pozytonowa tomografia emisyjna (z angielskiego: 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 węgiel  $^{11}\text{C}$ , tlen  $^{15}\text{O}$ , azot  $^{13}\text{N}$ , fluor  $^{18}\text{F}$ , który dobiera się tak, aby uległ rozpadowi promieniotwórczemu z wyemitowaniem pozytonu (antyelektronu). Pozyton zostaje wyemitowany z jądra atomowego izotopu 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 tak zwaną linię odpowiedzi (z angielskiego: Line of Response – LOR). Strumień powstających w opisanym procesie fotonów nosi nazwę promieniowania gamma, a każdy foton określa się mianem kwantu gamma. 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 przestrzennej rozdzielczości 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 tak zwanej 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 angielskiego: 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.

Znane tomografy PET są stacjonarnymi wielkogabarytowymi samodzielnymi urządzeniami. Koszt wykonania tomografu PET jest bardzo wysoki.

Aby w pełni wykorzystać informację diagnostyczną uzyskaną techniką obrazowania PET, należy mapę przestrzennego rozkładu radiofarmaceutyku nałożyć na anatomiczny obraz badanego obszaru pacjenta. Obraz anatomiczny można uzyskać przy zastosowaniu innych technik tomograficznych,

jak na przykład magnetyczny rezonans jądrowy MRI (z angielskiego: Magnetic Resonance Imaging). Tomografia MRI wykorzystuje magnetyczne właściwości jąder atomowych, a w szczególności jąder atomów wodoru, złożonych tylko z jednego protonu, szeroko występujących w materii, w tym w tkankach organizmów żywych, pod postacią wody. Technika MRI pozwala na uzyskiwanie obrazów rozkładu gęstości atomów wodoru, dając obraz morfologiczny tkanek.

Znane tomografy MRI są stacjonarnymi wielkogabarytowymi samodzielnymi urządzeniami, których koszt wykonania jest bardzo wysoki.

Nałożenie obrazu funkcjonalnego – PET z morfologicznym MRI znacząco zwiększyłyby możliwości technik obrazowania: obraz PET umożliwiłby precyzyjną lokalizację zmian metabolicznych w poszczególnych organach oraz wyznaczenie stopnia tych zmian. Uzyskanie obrazu MRI w tym samym czasie pozwoliłoby na precyzyjnie przyporządkowanie tych zmian odpowiednim organom. Dlatego ostatnio intensywnie rozwijana jest technologia, która pozwoliłaby na jednoczesne obrazowanie PET oraz MRI.

Znane są połączenia systemów obrazowania PET i MRI, zwane hybrydami PET-MRI. W przypadku jednoczesnego funkcjonowania dwóch systemów obrazowania PET i MRI, konieczne jest pokonanie szeregu barier technologicznych. Jednym z problemów jest silne stałe pole magnetyczne i silne impulsy elektromagnetyczne stosowane w MRI, zaburzające działanie stosowanych powszechnie fotopowielaczy i elektronicznych systemów przetwarzania sygnałów, przychodzących z detektorów PET. Z kolei stosowane obecnie rozwiązania detekcyjne PET mogą wpływać negatywnie na lokalną jednorodność pola magnetycznego oraz powodować zakłócenia w cewkach odbiorczych, rejestrujących słabe zmiany pól magnetycznych w obszarze badanych tkanek. Dzieje się tak na skutek prądów wirowych i fal elektromagnetycznych indukowanych w elementach elektroniki odczytu i transmisji sygnałów elektrycznych tomografu PET.

Znane jest z amerykańskiego dokumentu patentowego US 20060052685 A1 rozwiązanie, oparte o układ dwóch niezależnych oraz przestrzenie rozdzielonych urządzeń PET i MRI, pomiędzy którymi pacjent jest przesuwany na specjalnym łóżku. Takie rozwiązanie unika wprawdzie problemu wzajemnego zakłócania się pracy systemów PET i MRI, ale nie zapewnia jednoczesności prowadzonych badań funkcjonalnych i anatomicznych oraz nie jest obrazowaniem w tym samym miejscu. Stwarza to duże zagrożenie przesunięcia jednego obrazu względem drugiego. Na zniekształcenia obrazów, tak zwane artefakty, szczególnie narażone są organy jamy brzusznej, które mogą poruszać się oraz zmienić kształt na skutek doznawanych przyspieszeń w trakcie transportu pacjenta pomiędzy tomografami czy, jak wcześniej wspomniano, ruchami anatomicznymi.

Podobne rozwiązanie, w którym tomografy PET oraz MRI zostały przestrzennie rozdzielone i ustawione w bliskiej odległości od siebie, przedstawione jest w amerykańskim opisie patentowym US 8013607.

W amerykańskim opisie zgłoszenia patentowego US 20130006091 A1 ujawniono wynalazek, w którym detektor PET umieszczony jest bezpośrednio na zewnątrz tunelu tomografu MRI, skonfigurowany w taki sposób, aby możliwa była zmiana jego rozmiarów geometrycznych, celem dostosowania do rozmiarów obrazowanego obiektu oraz niezakłócone przesuwanie pacjenta do wnętrza skanera MRI. W tej metodzie obiekt jest najpierw poddawany badaniu MRI, a następnie w sekwencji drugiemu – PET, po uprzednim przemieszczeniu diagnozowanej objętości w polu widzenia detektorów PET, znajdującego się na zewnątrz tunelu tomografu MRI. Przedstawiona w opisie metoda tylko do pewnego stopnia ogranicza możliwość powstania artefaktów obrazu, związanych z przemieszczaniem obiektu badanego. Problemem pozostaje również czas przeznaczony na operację przemieszczenia objętości badanej między systemami, składanie i rozkładanie układu detektorów PET, jak również powtarzalność tej operacji, mogąca wpływać na relacje geometryczne między poszczególnymi modułami detekcyjnymi, a tym samym na opierającą się na nich rekonstrukcję obrazu. Istotne jest także, co sugeruje opis wynalazku, użycie do obrazowania cewki nadawczo-odbiorczej przeznaczonej do obrazowania całego ciała. Cewka ta otacza tunel tomografu MRI. W technice obrazowania MRI powszechnym jest użycie cewek przeznaczonych do obrazowania poszczególnych obszarów ciała tak, aby badana objętość w jak największym stopniu wypełniała objętość ograniczoną przez konstrukcję cewki – istotny jest, tak zwany czynnik wypełnienia cewki – im wyższy, tym silniejszy jest sygnał rezonansowy z badanej objętości. Użycie cewki dla całego ciała do obrazowania głowy istotnie ogranicza zatem amplitudę rejestrowanego sygnału rezonansowego, ze względu na dużą dysproporcję pomiędzy objętością obejmowaną przez cewkę – objętość walca o średnicy tunelu tomografu MRI (średnica typowo 60–70 cm), a objętością głowy (średnica typowo 15–20 cm). Dla przykładu typowa cewka nadawczo-

odbiorcza dedykowana do badań głowy ma 26 cm wewnętrznej średnicy. Sygnał rezonansowy rejestrowany przez cewkę, dostosowaną do obrazowania całego ciała, może być zatem od 5 do 10 razy słabszy niż ten, rejestrowany przy użyciu cewki głowowej (cewki do obrazowania głowy) dla tej samej objętości badanego obiektu.

W stanie techniki znane jest również rozwiązanie, ujawnione w amerykańskim dokumencie patentowym US 20070102641 A1, w którym detektory PET umieszczone są na obwodzie tunelu tomografu MRI. Istotnie umożliwia to jednoczesną rejestrację obrazów obydwoma technikami. Jednakże detektory PET pokrywają tylko około 25 cm długości badanego obszaru cylindrycznego, w którym umieszczony jest pacjent. Stwarza to również konieczność przesuwania pacjenta, ale tym razem już wewnątrz jednego urządzenia, w momencie obrazowania całego ciała lub większych jego części metodą PET. Zwykle pacjent przesuwany jest o odległość równą połowie szerokości pierścienia obrazującego PET, aby w późniejszym procesie obróbki obrazu złożyć zarejestrowane fragmenty, nakładając powtarzające się obszary na siebie. Pacjent o wzroście 180 cm wymaga, zatem około 17 niezależnych skanów, między którymi jest przesuwany na łóżku skanera. Nakładanie na siebie obrazów pociąga za sobą zwiększenie błędów systematycznych podczas rekonstrukcji. Dodatkowo istotną wadą takiego rozwiązania jest malejąca z czasem aktywność radioizotopu podanego pacjentowi, w związku z czym wymagana jest komputerowa korekcja danych zarejestrowanych w późniejszych chwilach czasowych.

Z polskiego opisu zgłoszeniowego wynalazku P. 405184 znany jest tomograf hybrydowy TOF-PET/MRI, zawierający tomograf TOF-PET oraz tomograf MRI, który charakteryzuje się tym, że tomograf TOF-PET zawiera polimerowe paski scyntylicyjne rozmieszczone obwodowo wewnątrz obszaru roboczego pola magnetycznego cewki nadawczo-odbiorczej tomografu MRI i konwertery fotoelektryczne do konwersji sygnałów świetlnych z pasków scyntylicyjnych na sygnały elektryczne, przy czym konwertery fotoelektryczne znajdują się poza obszarem roboczym pola magnetycznego tomografu MRI. W opisanym rozwiązaniu tomograf hybrydowy TOF-PET/MRI pozwala na jednoczesne obrazowanie PET i MRI, ale nie pozwala na wykorzystanie do tego systemów obrazowania, w które wyposażony jest tradycyjny tomograf MRI. Drugą przeszkodą i ograniczeniem technologicznym tego rozwiązania jest umieszczenie konwerterów fotoelektrycznych poza obszarem roboczym pola magnetycznego tomografu MRI. Wymaga to użycia dłuższych polimerowych pasków scyntylicyjnych lub optycznych elementów światłowodowych, pozwalających na wyprowadzenie sygnału świetlnego poza obszar roboczy pola magnetycznego tomografu MRI. Dłuższa droga optyczna światła do konwerterów fotoelektrycznych ogranicza strumień światła docierającego do tych konwerterów. Przedstawione rozwiązanie można wykorzystać przy produkcji nowych hybrydowych tomografów TOF-MRI. Nie można go zastosować w istniejących tomografach MRI.

Znane tomografy hybrydowe PET/MRI są stacjonarnymi wielkogabarytowymi samodzielnymi urządzeniami, których koszt wykonania jest bardzo wysoki.

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.

W amerykańskim opisie patentowym US 7218112 przedstawiono rozwiązanie – z użyciem fotopowielaczy krzemowych. Opisany sposób umożliwia jednoczesne obrazowanie w stosunkowo dużym poprzecznym polu widzenia. W rozwiązaniu tym detektory PET znajdują się pomiędzy cewkami nadawczo-odbiorczymi, otaczającymi pacjenta a cewkami gradientowymi. Detektory PET zbudowane są z kryształów oksyortokrzemianu lutetu – LSO z matrycą fotodiod lawinowych zintegrowanych z systemem chłodzenia oraz analogową elektroniką odczytu. 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: konwertery, układy elektroniczne oraz system chłodzenia, które znajdują się, według przedstawionego rozwiązania, pomiędzy cewkami nadawczo-odbiorczymi a gradientowymi, transmisja sygnałów elektrycznych z detektorów PET pomiędzy cewkami nadawczo-odbiorczymi a gradientowymi, rozpraszanie kwantów anihilacyjnych w cewkach nadawczo-odbiorczymi MRI, znajdujących się pomiędzy pacjentem a warstwą detektorów PET.

W przypadku systemów hybrydowych wciąż jednak nierozwiązany pozostaje problem użycia cewek przeznaczonych do badania konkretnych części ciała, na przykład głowy czy kończyny. Użycie cewki głowowej jest wprawdzie technicznie możliwe, jednakże elementy takiej cewki, zbudowane

z tworzywa sztucznego i przewodników metalowych, umieszczone zostają na drodze kwantów gamma z anihilacji pozytonu i elektronu w badanej objętości a detektorami PET. Powoduje to ograniczenie pola widzenia detektorów PET (tak zwanej akceptancji), a także dodatkowe rozproszenia kwantów gamma, tym samym negatywnie wpływa na uzyskiwaną przestrzenną zdolność rozdzielczą obrazu PET.

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. Pozwoliłoby to na skuteczne jednoczesne obrazowania funkcjonalne i morfologiczne.

Celem wynalazku jest opracowanie wkładu tomograficznego TOF-PET, to znaczy takiego urządzenia TOF do obrazowania techniką PET, które można umieszczać wewnątrz dowolnej cewki nadawczo-odbiorczej istniejących tomografów MRI i po umieszczeniu wkładu tomograficznego TOF-PET wewnątrz cewki nadawczo-odbiorczej MRI możliwe byłoby jednoczesne dokonywanie obrazowania TOF-PET i MRI bez zakłóceń pracy urządzenia TOF-PET i MRI. Budowa wkładu tomograficznego TOF-PET powinna umożliwiać dostosowanie wielkości wkładu do wymiarów i kształtów różnego rodzaju istniejących cewek nadawczo-odbiorczych tomografów MRI, zarówno wbudowanych w aparat, jak i ruchomych, dedykowanych do badania poszczególnych części ciała pacjenta.

Wkład tomograficzny TOF-PET, według wynalazku, złożony z modułów detekcyjnych, z których każdy zawiera pasek scyntylicyjny, połączony na każdym końcu z konwerterem fotoelektrycznym do konwersji sygnałów świetlnych z paska scyntylicyjnego na sygnały elektryczne, a następnie z układem elektronicznym przetwarzania sygnałów, zabezpieczonym osłoną, wyposażony w elektronikę do przetwarzania sygnałów oraz komputer z oprogramowaniem do sterowania elektroniką do przetwarzania sygnałów oraz oprogramowaniem do rekonstrukcji i archiwizacji obrazu charakteryzuje się tym, że moduły detekcyjne wykonane są w całości z materiałów niemagnetycznych i każdy moduł detekcyjny wyposażony jest na każdym końcu w znacznik cieczowy. Wkład tomograficzny TOF-PET wyposażony jest w cieczowy znacznik ustalający, a każdy moduł detekcyjny wyposażony jest w elementy spinające do rozłącznego łączenia modułów detekcyjnych znajdujących się obok siebie.

Korzystnie jest, gdy element spinający stanowi występ, usytuowany na osłonie jednego modułu detekcyjnego i wpust, znajdujący się na osłonie sąsiadującego modułu detekcyjnego.

Korzystnie jest też, gdy wkład tomograficzny TOF-PET posiada warstwę ochronną, wykonaną z materiału niemagnetycznego, do zabezpieczania modułów detekcyjnych od wewnątrz przestrzeni roboczej, utworzonej z modułów detekcyjnych, po ich połączeniu.

Korzystnie jest także, kiedy konwerterami fotoelektrycznymi są fotopowielacze krzemowe ułożone w formie dwuwymiarowej, co najmniej dwuelementowej, macierzy.

Korzystnie jest również, gdy cieczowy znacznik ustalający usytuowany jest w płaszczyźnie czołowej wkładu, prostopadłej do pasków scyntylicyjnych.

Też jest korzystnie, gdy cieczowy znacznik ustalający stanowi ampulka z roztworem wodnym związku chemicznego skracającego czas relaksacji podłużnej wody.

Także jest korzystnie, kiedy znaczniki cieczowe na końcach modułów detekcyjnych mają postać ampulki z roztworem wodnym związku chemicznego skracającego czas relaksacji podłużnej wody.

Również jest korzystnie, gdy wkład tomograficzny TOF-PET wyposażony jest w układ wyzwiania.

Jest też korzystnie, gdy wkład tomograficzny TOF-PET wyposażony jest w przynajmniej jeden wspornik.

Jest także korzystnie, gdy wspornik wyposażony jest w gniazda na wyjścia układu elektronicznego przetwarzania sygnałów, znajdujące się na każdym końcu modułu detekcyjnego.

Jest również korzystnie, kiedy wkład tomograficzny TOF-PET wyposażony jest w podstawę wykonaną z materiału niemagnetycznego.

Korzystnie jest, gdy wkład tomograficzny TOF-PET wyposażony jest we wspornik oraz podstawę, przy czym wspornik przymocowany jest do podstawy.

Przedmiot wynalazku został przedstawiony w przykładach wykonania na rysunku, na którym fig. 1 przedstawia schematycznie wkład tomograficzny TOF-PET w widoku z przodu, fig. 2 – schematycznie moduł detekcyjny w widoku z góry, fig. 3 – schematycznie w rozłożeniu elementy znajdujące się na końcu modułu detekcyjnego w widoku perspektywicznym, fig. 4 – zestawienie kilku modułów detekcyjnych, połączonych ze sobą, fig. 5 – zestawienie modułów detekcyjnych tworzących przestrzeń roboczą zbliżoną kształtem do prostopadłościanu o podstawie sześciokąta foremego, fig. 6 – schema-

tycznie przekrój poprzeczny tomografu MRI z umieszczonym wewnątrz wkładem tomograficznym TOF-PET a fig. 7 przedstawia tomograf MRI i wkład tomograficzny TOF-PET, umieszczony wewnątrz cewki nadawczo-odbiorczej tomografu MRI, usytuowanej na łóżku, przed wsunięciem łóżka do tunelu diagnostycznego tomografu MRI w widoku perspektywicznym.

Jak pokazano na fig. 4, fig. 5 i fig. 7 wkład tomograficzny TOF-PET 1, według wynalazku w tym przykładzie realizacji, złożony jest z modułów detekcyjnych 2. Jak pokazano na fig. 2 i fig. 3 każdy moduł detekcyjny 2 zawiera pasek scyntylicyjny 3, połączony na każdym końcu z konwerterem fotoelektrycznym 4 do konwersji sygnałów świetlnych z paska scyntylicyjnego 3 na sygnały elektryczne, a następnie z układem elektronicznym 19 przetwarzania sygnałów, zabezpieczonym osłoną 6.

Jak pokazano na fig. 3, w tym przykładzie realizacji wynalazku, konwerterami fotoelektrycznymi 4 są fotopowielacze krzemowe 17, ułożone w formie dwuwymiarowej macierzy. Rozmiar i geometria macierzy fotopowielaczy krzemowych 17 dostosowana jest do rozmiaru i geometrii powierzchni przekroju poprzecznego polimerowego paska scyntylicyjnego 3. Jeśli pasek scyntylicyjny 3 ma przekrój, na przykład 5 mm na 20 mm, a fotopowielacz krzemowy 17 ma wymiary 5 mm na 5 mm, wtedy z jednej strony paska scyntylicyjnego 3 można przymocować cztery fotopowielacze krzemowe 17. Każdy fotopowielacz krzemowy 17 jest ułożony obok innego identycznego fotopowielacza krzemowego 17 w taki sposób, że przylegają krawędziami do siebie. Na fig. 3 pokazano konwerter fotoelektryczny 4 utworzony z fotopowielaczy krzemowych 17, ułożonych w dwóch kolumnach po pięć fotopowielaczy krzemowych 17 w kolumnie. Oczywiście jest, że w innych przykładach realizacji wynalazku można użyć dowolnych znanych konwerterów fotoelektrycznych 4, przykładowo diod lawinowych, czy zwykłych fotopowielaczy lampowych. Mimo że konwertery fotoelektryczne 4 znajdują się w polu magnetycznym tomografu MRI 20, wkład tomograficzny TOF-PET 1 nie ingeruje w parametry techniczne tomografu MRI 20 i nie zakłóca pracy tomografu MRI 20.

Każdy moduł detekcyjny 2 wyposażony jest w elementy spinające do rozłącznego łączenia modułów detekcyjnych 2, znajdujących się obok siebie. W tym przykładzie realizacji wynalazku element spinający stanowi występ 10, usytuowany na osłonie 6 jednego modułu detekcyjnego 2 i wpust 11, znajdujący się na osłonie 6 sąsiadującego modułu detekcyjnego 2, ale oczywistym jest, że można zastosować elementy spinające o innej znanej konstrukcji. Osłony 6 z obecnymi na nich elementami spinającymi (występami 10 i wpustami 11) łączą ze sobą poszczególne moduły detekcyjne 2 na sztywno z obydwu stron. Elementy spinające mają możliwość regulacji kąta, pod którym łączą się z kolejnym modułem detekcyjnym 2, dając możliwość wyboru geometrii całego wkładu tomograficznego TOF-PET 1. Moduły detekcyjne 2 można ze sobą połączyć tak, żeby tworzyły przestrzeń roboczą 14 wkładu tomograficznego TOF-PET 1 o kształcie walca, jak pokazano na fig. 1, fig. 6 i fig. 7 albo zbliżoną kształtem do prostopadłościanu o podstawie sześciokąta foremnego, jak pokazano na fig. 5 albo dowolną inną. Moduły detekcyjne 2 mogą być wykonane z polimerowych pasków scyntylicyjnych 3 o różnej długości i kształtach oraz wymiarach przekroju poprzecznego. Nie ma możliwości zmiany kształtu wykonanych już polimerowych pasków scyntylicyjnych 3, ale mogą być dedykowane kształty pod konkretne zastosowanie czy geometrię obiektu badanego. Z wielu pasków o różnych kształtach i w zależności od potrzeb, można złożyć wkład tomograficzny TOF-PET 1 tak, żeby najbardziej pasował do konkretnej cewki nadawczo-odbiorczej 22, na przykład głowowej konkretnego tomografu MRI 20. Zmienny kąt połączenia modułów detekcyjnych 2 na elementach spinających, umożliwia zmianę konfiguracji układu modułów detekcyjnych 2. Liczbę modułów detekcyjnych 2 można zmieniać, dopasowując wielkość wkładu tomograficznego TOF-PET 1 do potrzeb: wypinając lub dokładając pojedyncze moduły detekcyjne 2. Objętość obrazowaną ciała pacjenta 5, w zależności od tego, jakich struktur dotyczy, można wsunąć do wnętrza wkładu tomograficznego TOF-PET 1 (przykładowo głowa, kończyna górna/dolna) bądź nałożyć na siebie dwie połowy (górną na dół) wkładu tomograficznego TOF-PET 1 zamykając badaną objętość ciała pacjenta 5 (na przykład klatka piersiowa).

Dla wzmocnienia utworzonej z modułów detekcyjnych 2 konstrukcji można zastosować wspornik 16, posiadający gniazda na wyjścia 18, odchodzące od układu elektronicznego 19 przetwarzania sygnałów na końcach modułów detekcyjnych 2. W przykładzie realizacji wynalazku, pokazanym na fig. 5 zastosowano dwa wsporniki 16 po obydwu stronach połączonych modułów detekcyjnych 2. Wsporniki 16 stanowią jednocześnie wsparcie i osłonę przewodów zasilania i sygnałowych, doprowadzonych do modułu detekcyjnego 2 z każdej ze stron. Wspornik 16 ma kształt dostosowany do układu modułów detekcyjnych 2 i przykładowo, jest pierścieniowy w przykładzie realizacji wynalazku pokazanym na fig. 1 lub fig. 7, a w przykładzie pokazanym na fig. 5, ma kształt zbliżony do sześciokąta foremnego.

Moduły detekcyjne 2 wykonane są w całości z materiałów niemagnetycznych i każdy moduł detekcyjny 2 wyposażony jest na każdym końcu w znacznik cieczowy 7. W tym przykładzie realizacji wynalazku znacznik cieczowy 7 stanowi ampulka z roztworem wodnym związku chemicznego skracającego czas relaksacji podłużnej wody. Przykładowo takim związkiem może być  $\text{NiSO}_4$  lub  $\text{CuSO}_4$ . Znaczniki cieczowe 7 dają sygnał w obrazowaniu rezonansem magnetycznym i są widoczne w obrazie MRI. To pozwala na pozycjonowanie przestrzenne każdego modułu detekcyjnego 2 wkładu tomograficznego TOF-PET 1 względem tomografu MRI 20.

Wkład tomograficzny TOF-PET 1 wyposażony jest w cieczowy znacznik ustalający 8, co pokazano na fig. 1. W tym przykładzie realizacji wynalazku cieczowy znacznik ustalający 8 usytuowany jest w płaszczyźnie czołowej wkładu tomograficznego TOF-PET 1, prostopadłej do pasków scyntylicyjnych 3 i stanowi go ampulka z roztworem wodnym związku chemicznego skracającego czas relaksacji podłużnej wody. Przykładowo takim związkiem może być  $\text{NiSO}_4$  lub  $\text{CuSO}_4$ . Cieczowy znacznik ustalający 8 daje sygnał w obrazowaniu rezonansem magnetycznym i jest widoczny w obrazie MRI. To pozwala na lokalizację przestrzenną wkładu tomograficznego TOF-PET 1 wewnątrz tomografu MRI 20, jak również powiązanie geometrii i wymiarów wkładu tomograficznego TOF-PET 1 oraz obrazu PET z obrazem MRI.

Wkład tomograficzny TOF-PET 1, wyposażony jest w elektronikę do przetwarzania sygnałów oraz komputer z oprogramowaniem do sterowania elektroniką do przetwarzania sygnałów oraz oprogramowaniem do rekonstrukcji i archiwizacji obrazu analogicznie, jak każdy tomograf TOF-PET. Elektronika do przetwarzania sygnałów oraz komputer z wyżej wymienionym oprogramowaniem działa niezależnie od systemu pomiarowego MRI.

Jak pokazano na fig. 1 wkład tomograficzny TOF-PET 1 posiada warstwę ochronną 13, wykonaną z materiału niemagnetycznego, do zabezpieczania modułów detekcyjnych 2 od wewnątrz przestrzeni roboczej 14, utworzonej z modułów detekcyjnych 2, po ich połączeniu. Warstwa ochronna 13 zabezpiecza paski scyntylicyjne 3 przed mechanicznymi uszkodzeniami, na przykład przez pacjenta 5. Warstwa ochronna 13 nie wpływa na wydajność układu, stanowiącego wkład tomograficzny TOF-PET 1 i tomograf MRI 20.

Wkład tomograficzny TOF-PET 1 wyposażony jest w podstawę 12 wykonaną z materiału niemagnetycznego, co pokazano na fig 1. Podstawa 12 wkładu tomograficznego TOF-PET 1 nie wpływa na wydajność układu stanowiącego wkład tomograficzny TOF-PET 1 i tomograf MRI 20. Podstawa 12 zapewnia stabilność utworzonej z modułów detekcyjnych 2 konstrukcji, którą umieszcza się na łożku przesuwym 24 tomografu MRI 20 lub gdy korzysta się z wkładu tomograficznego TOF-PET 1 poza systemem MRI. Podstawa 12 powinna być wykonana z materiałów niemagnetycznych, w tym z tworzyw sztucznych, o wytrzymałości wystarczającej do utrzymania ciężaru do kilkudziesięciu kilogramów. Do podstawy 12 mocowane są wsporniki 16, wzmacniające, utworzoną z modułów detekcyjnych 2, konstrukcję wkładu tomograficznego TOF-PET 1.

Wkład tomograficzny TOF-PET 1 wyposażony jest w układ wyzwalania 15. Jest to cewka odbiorcza, o częstotliwości rezonansowej w okolicach częstotliwości rezonansowej jąder atomów wodoru (częstość impulsów w rezonansie magnetycznym). Rozpoczęcie badania MRI powoduje powstanie sygnału napięciowego w cewce układu wyzwalania 15, którego obecność jest rejestrowana i warunkuje rozpoczęcie akwizycji PET. Układ wyzwalania 15 uruchamia proces obrazowania PET jednocześnie z rozpoczęciem obrazowania MRI.

Użycie wyłącznie elementów niemagnetycznych do konstrukcji wkładu tomograficznego TOF-PET 1 sprawia, że niezaburzona zostaje jednorodność pola magnetycznego tomografu MRI 20 w objętości badanej. Z tego samego względu nie ulegają zmianie parametry pól elektromagnetycznych, związanych z działaniem tomografu MRI 20. Akwizycja danych wkładu tomograficznego TOF-PET 1 jest prowadzona przez, niezależny od tomografu MRI 20, system komputerowy. Synchronizacja czasowa tomografu MRI 20 i wkładu tomograficznego TOF-PET 1 nie wymaga połączenia elektrycznego między urządzeniami. Synchronizacja przestrzenna obrazów MRI i PET nie wymaga zmian w oprogramowaniu systemu MRI, którego funkcjonalność jest zwykle ograniczona przez producenta, jak również niedozwolone są samodzielne ingerencje w oprogramowanie systemu MRI, poza zmianami (w zakresie dopuszczonym przez producenta) podstawowych parametrów sekwencji obrazowania czy zapisem i obróbką uzyskanego obrazu, celem przekazania do interpretacji radiologicznej. Synchronizacja ta odbywa się po stronie systemu do rekonstrukcji PET, poprzez wykorzystanie obecnych na obrazie MRI sygnałów od znaczników 7, umieszczonych na każdym końcu modułu detekcyjnego 2 i cieczowego znacznika ustalającego 8. Rozmieszczenie na obrazie MRI obrazów znaczników cie-

czowych 7 i cieczowego znacznika ustalającego 8 umożliwi nałożenie na siebie obrazu obiektu badanego MRI oraz PET – rozwiązany zostaje tu problem przesunięć w trzech wymiarach dwóch obrazów względem siebie, jak również ich skalowanie.

Wkład tomograficzny TOF-PET 1 jest tomografem TOF-PET, ale tak zaprojektowanym, że może funkcjonować samodzielnie albo wewnątrz dowolnego tomografu MRI 20, wewnątrz cewek nadawczo-odbiorczych 22, być niezależną i nieingerującą w tomograf MRI 20, konstrukcją. Wkład tomograficzny TOF-PET 1 nie ingeruje w parametry techniczne tomografu MRI 20 i nie zakłóca pracy tomografu MRI 20. Praca tomografu MRI 20 nie zakłóca pracy wkładu tomograficznego TOF-PET 1 i nie ingeruje w parametry techniczne wkładu tomograficznego TOF-PET 1. Modułowa konstrukcja wkładu tomograficznego TOF-PET 1 umożliwia stworzenie geometrii wkładu tomograficznego TOF-PET 1, wymaganej przez rozmiar i kształt wbudowanej w tomograf MRI 20 cewki nadawczo-odbiorczej stałej 21 (wbudowanej w konstrukcję tomografu MRI 20), w szczególności cewki nadawczo-odbiorczej ruchomej 22, która nie stanowi integralnej części tomografu MRI 20 i jest dedykowana do badania poszczególnych części ciała (głowa, ręka, noga) pacjenta 5.

Obecnie istniejące tomografy TOF-PET to sztywne i duże konstrukcje, których geometrii nie da się zmieniać i nie da się ich wstawić do środka tomografu MRI 20. Modułowa budowa wkładu tomograficznego TOF-PET 1 pozwala na dostosowanie wymiarów i geometrii wkładu tomograficznego TOF-PET 1 do geometrii i rozmiarów dowolnej cewki nadawczo-odbiorczej stałej 21 lub ruchomej 22 do obrazowania MRI lub do geometrii i rozmiarów badanego obiektu. Wystarczy w tym celu połączyć ze sobą odpowiednią ilość modułów detekcyjnych 2 o odpowiedniej wielkości. Można tego dokonać nawet bezpośrednio przed dokonaniem obrazowania.

Wkład tomograficzny TOF-PET 1 ma unikalny system pozycjonowania wewnątrz tomografu MRI 20, jak również układ wyzwalania 15 akwizycji PET w synchronizacji czasowej z rozpoczęciem badania MRI. Wkład tomograficzny TOF-PET 1 można wstawić do tunelu diagnostycznego 23 tomografu MRI 20 i wykonywać jednocześnie badanie PET i MRI. Po zakończeniu badania, wkład tomograficzny TOF-PET 1 można wyjąć. Operacje te można wykonać w krótkim czasie. Wkład tomograficzny TOF-PET 1 jest niedużym, lekkim urządzeniem, którego przemieszczanie nie stanowi dla obsługi żadnego problemu. Jest rozwiązaniem dużo tańszym od stacjonarnych tomografów TOF-PET.

Największą zaletą wynalazku jest to, że można go użyć w tomografach MRI 20 różnego typu, będących aktualnie na wyposażeniu szpitali i zestaw tomograf MRI 20 z wkładem tomograficznym TOF-PET 1 staje się urządzeniem do jednoczesnego obrazowania TOF-PET i MRI.

Przedmiot wynalazku nie ogranicza się oczywiście do przedstawionych przykładów wykonania i możliwe są różne jego modyfikacje, w ramach zastrzeżeń patentowych, bez odejścia od istoty wynalazku.

## Zastrzeżenia patentowe

1. Wkład tomograficzny TOF-PET złożony z modułów detekcyjnych, z których każdy zawiera pasek scyntylicyjny, połączony na każdym końcu z konwerterem fotoelektrycznym do konwersji sygnałów świetlnych z paska scyntylicyjnego na sygnały elektryczne, a następnie z układem elektronicznym przetwarzania sygnałów, zabezpieczonym osłoną, wyposażony w elektronikę do przetwarzania sygnałów oraz komputer z oprogramowaniem do sterowania elektroniką do przetwarzania sygnałów oraz oprogramowaniem do rekonstrukcji i archiwizacji obrazu, **znamienny tym**, że moduły detekcyjne (2) wykonane są w całości z materiałów niemagnetycznych i każdy moduł detekcyjny (2) wyposażony jest na każdym końcu w znacznik cieczowy (7), przy czym wkład tomograficzny TOF-PET (1) wyposażony jest w cieczowy znacznik ustalający (8), a ponadto każdy moduł detekcyjny (2) wyposażony jest w elementy spinające do rozłącznego łączenia modułów detekcyjnych (2) znajdujących się obok siebie.
2. Wkład według zastrz. 1, **znamienny tym**, że element spinający stanowi występ (10), usytuowany na osłonie (6) jednego modułu detekcyjnego (2) i wpust (11), znajdujący się na osłonie (6) sąsiadującego modułu detekcyjnego (2).
3. Wkład według zastrz. 1, **znamienny tym**, że posiada warstwę ochronną (13), wykonaną z materiału niemagnetycznego, do zabezpieczania modułów detekcyjnych (2) od wewnątrz przestrzeni roboczej (14), utworzonej z modułów detekcyjnych (2), po ich połączeniu.



4. Wkład według zastrz. 1, **znamienny tym**, że konwerterami fotoelektrycznymi (4) są fotopowielacze krzemowe (17) ułożone w formie dwuwymiarowej, co najmniej dwuelementowej, macierzy.
5. Wkład według zastrz. 1, **znamienny tym**, że cieczowy znacznik ustalający (8) usytuowany jest w płaszczyźnie czołowej wkładu tomograficznego TOF-PET (1), prostopadłej do pasków scyntylacyjnych (3).
6. Wkład według zastrz. 1, **znamienny tym**, że cieczowy znacznik ustalający (8) stanowi ampułka z roztworem wodnym związku chemicznego skracającego czas relaksacji podłużnej wody.
7. Wkład według zastrz. 1, **znamienny tym**, że znaczniki cieczowe (7) na końcach modułów detekcyjnych (2) mają postać ampułki z roztworem wodnym związku chemicznego skracającego czas relaksacji podłużnej wody.
8. Wkład według zastrz. 1, **znamienny tym**, że wyposażony jest w układ wyzwalania (15).
9. Wkład według zastrz. 1, **znamienny tym**, że wyposażony jest przynajmniej w jeden wspornik (16).
10. Wkład według zastrz. 9, **znamienny tym**, że wspornik (16) wyposażony jest w gniazda na wyjścia (18) układu elektronicznego przetwarzania sygnałów (19), znajdujące się na każdym końcu modułu detekcyjnego (2).
11. Wkład według zastrz. 1, **znamienny tym**, że wyposażony jest w podstawę (12) wykonaną z materiału niemagnetycznego.
12. Wkład według zastrz. 1, **znamienny tym**, że wyposażony jest we wspornik (16) oraz podstawę (12), przy czym wspornik (16) przymocowany jest do podstawy (12).

## Rysunki

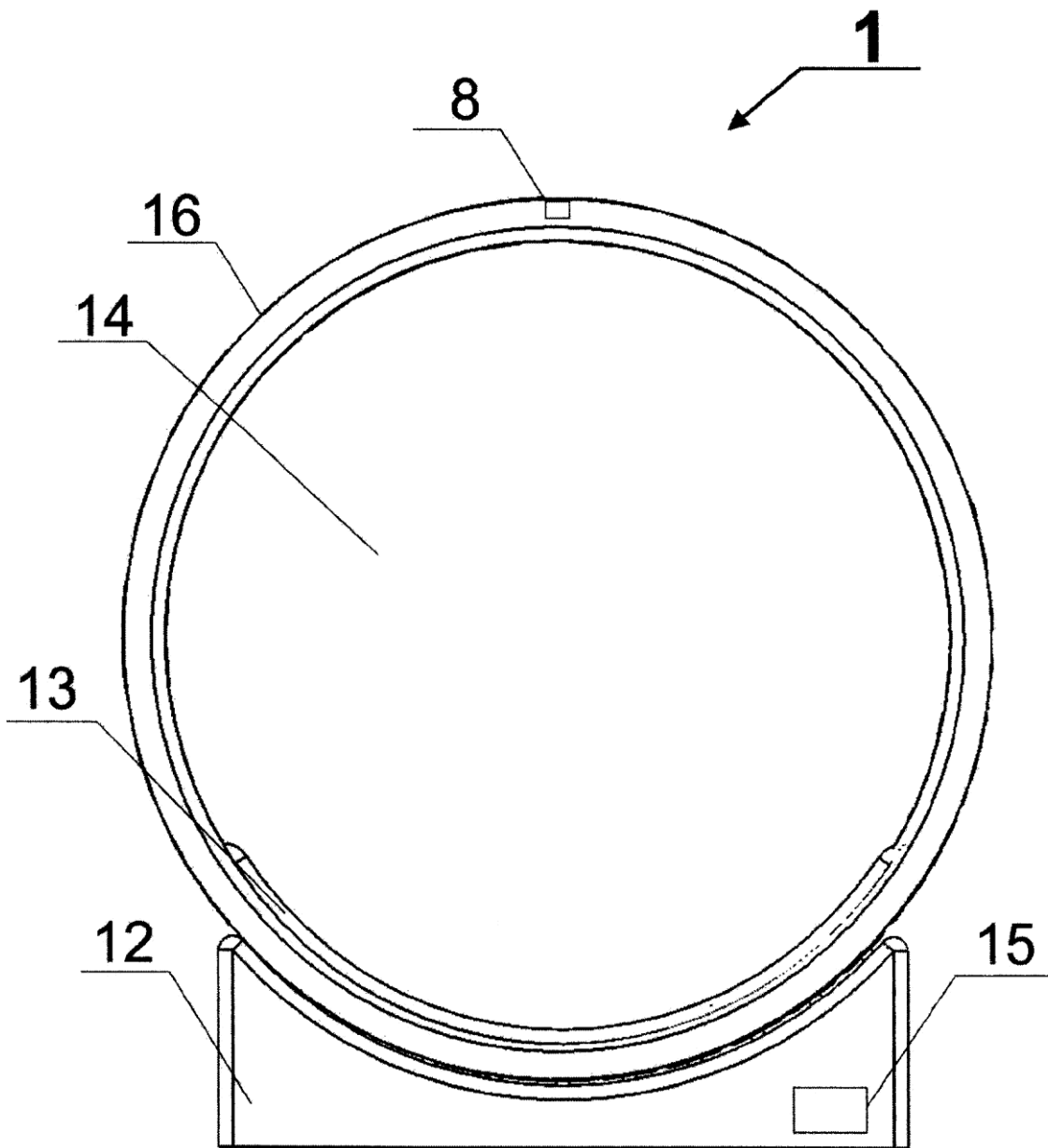


Fig. 1

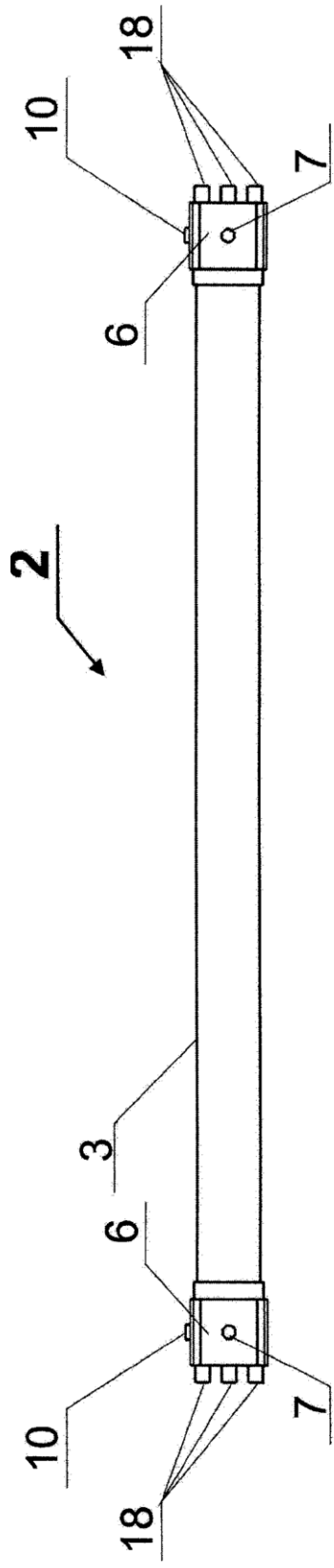


Fig. 2

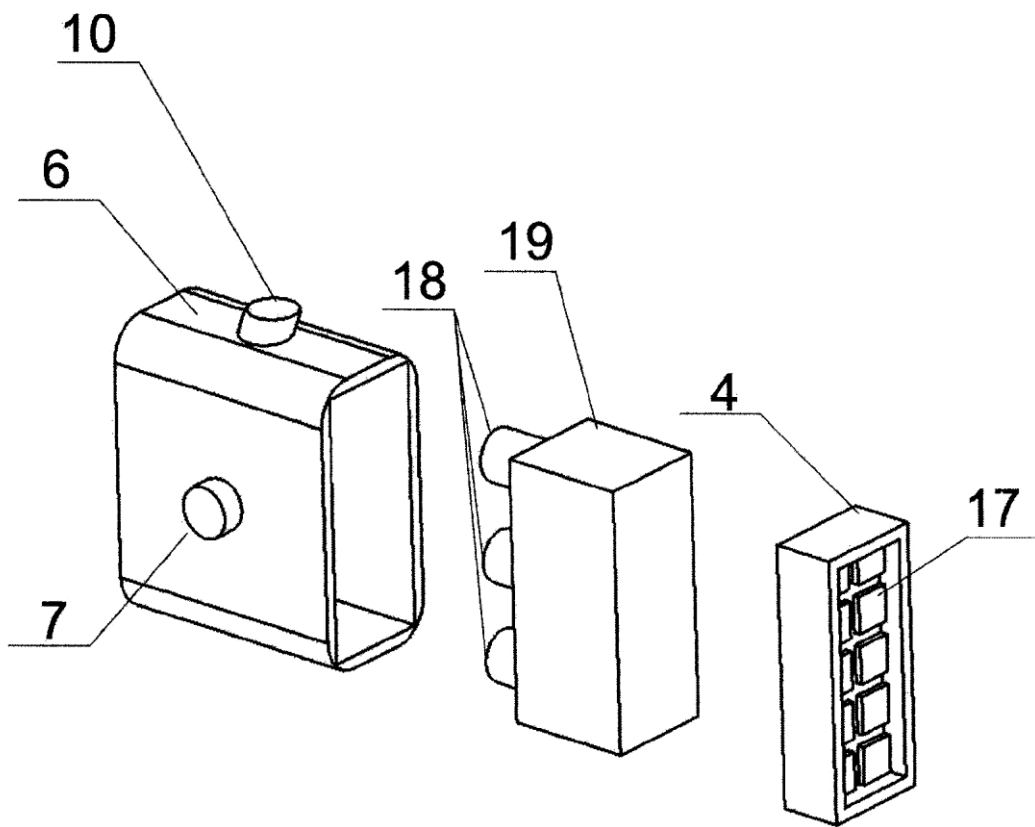


Fig. 3

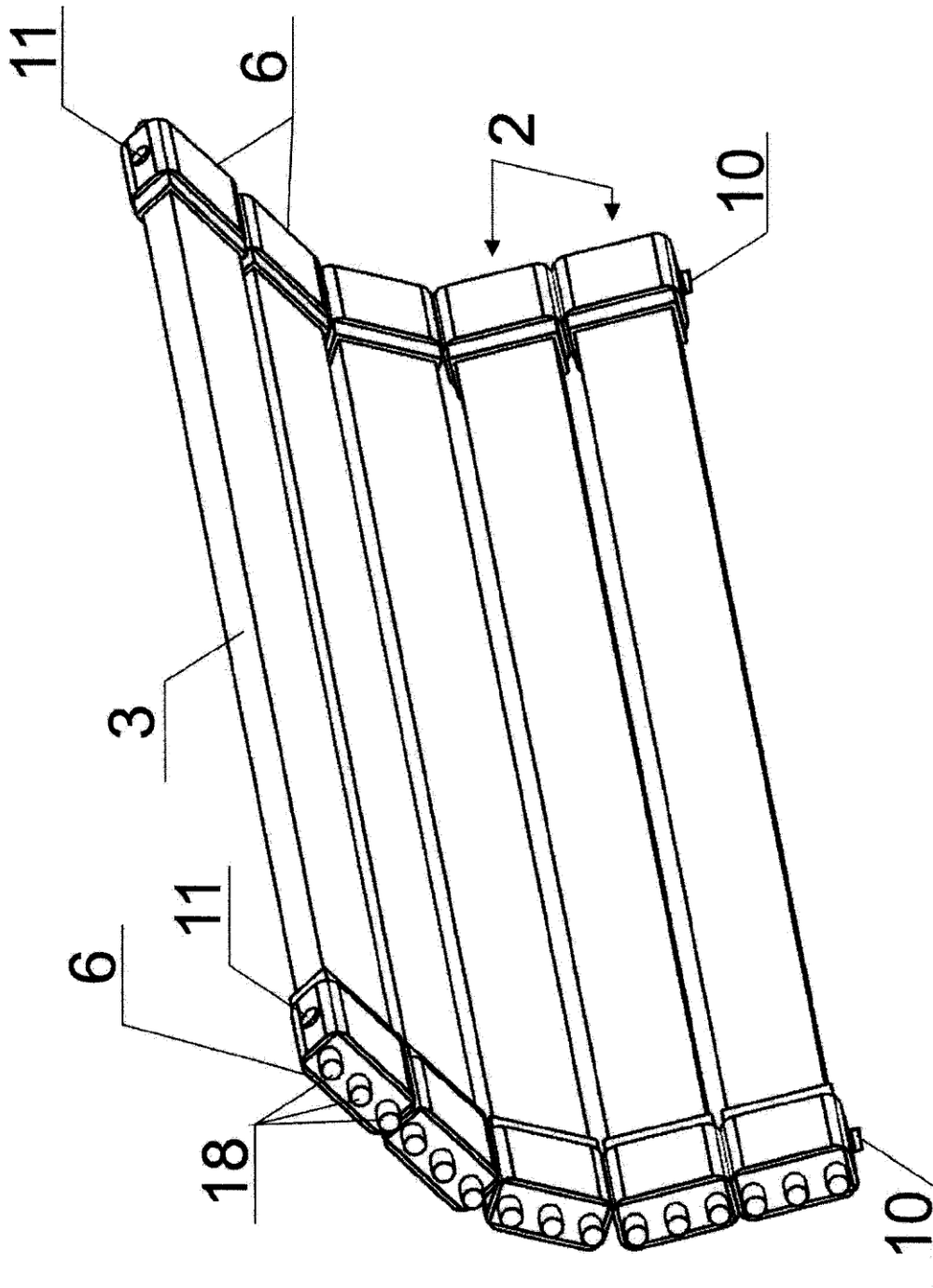


Fig. 4

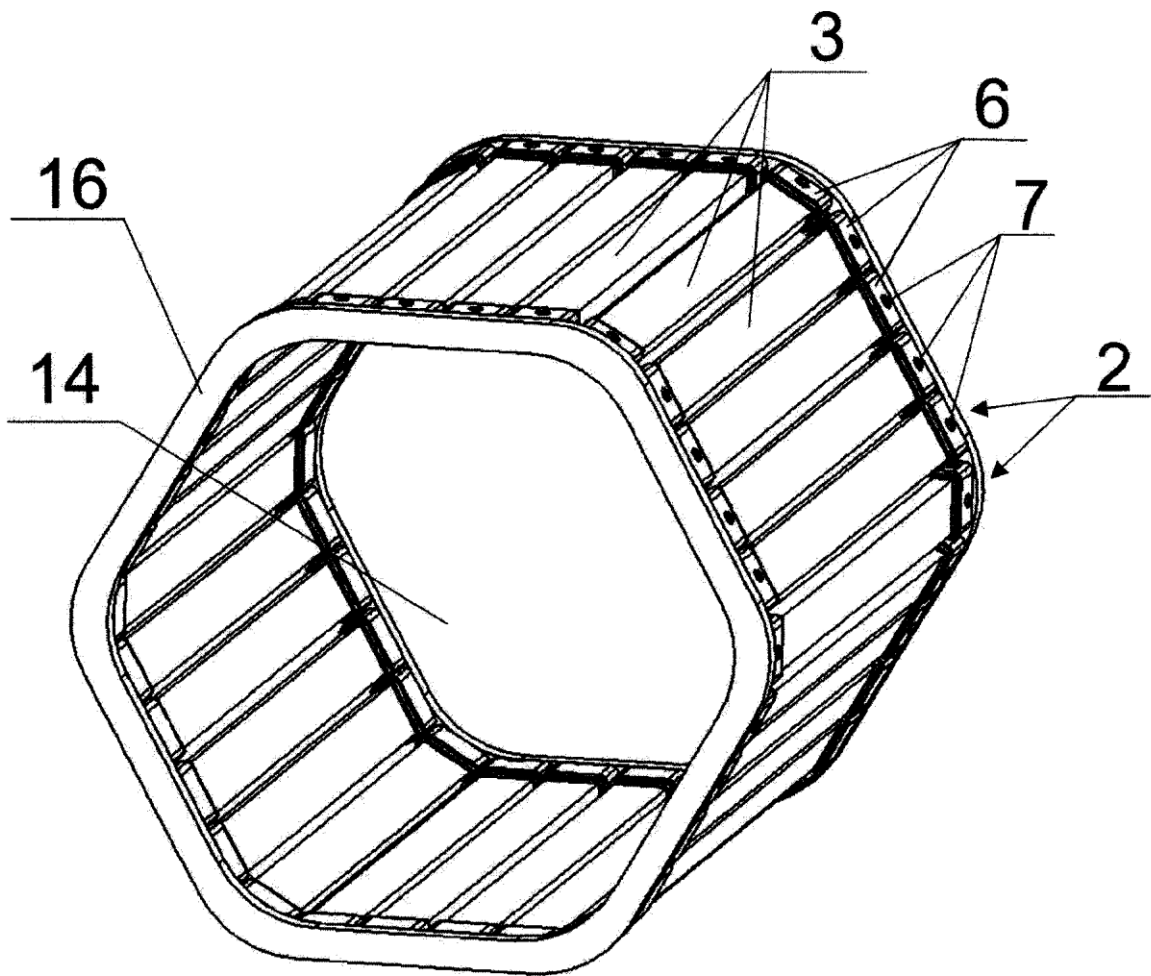


Fig. 5

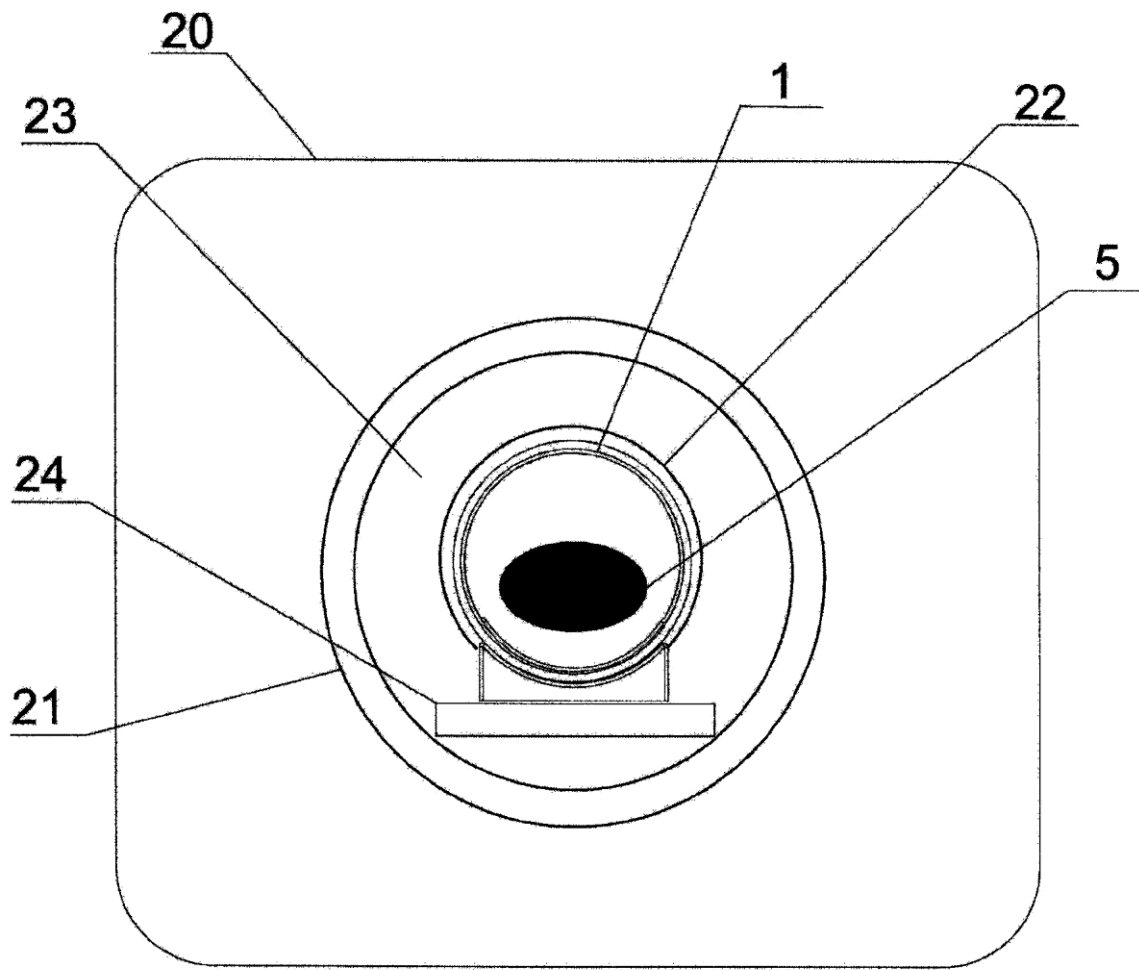


Fig. 6

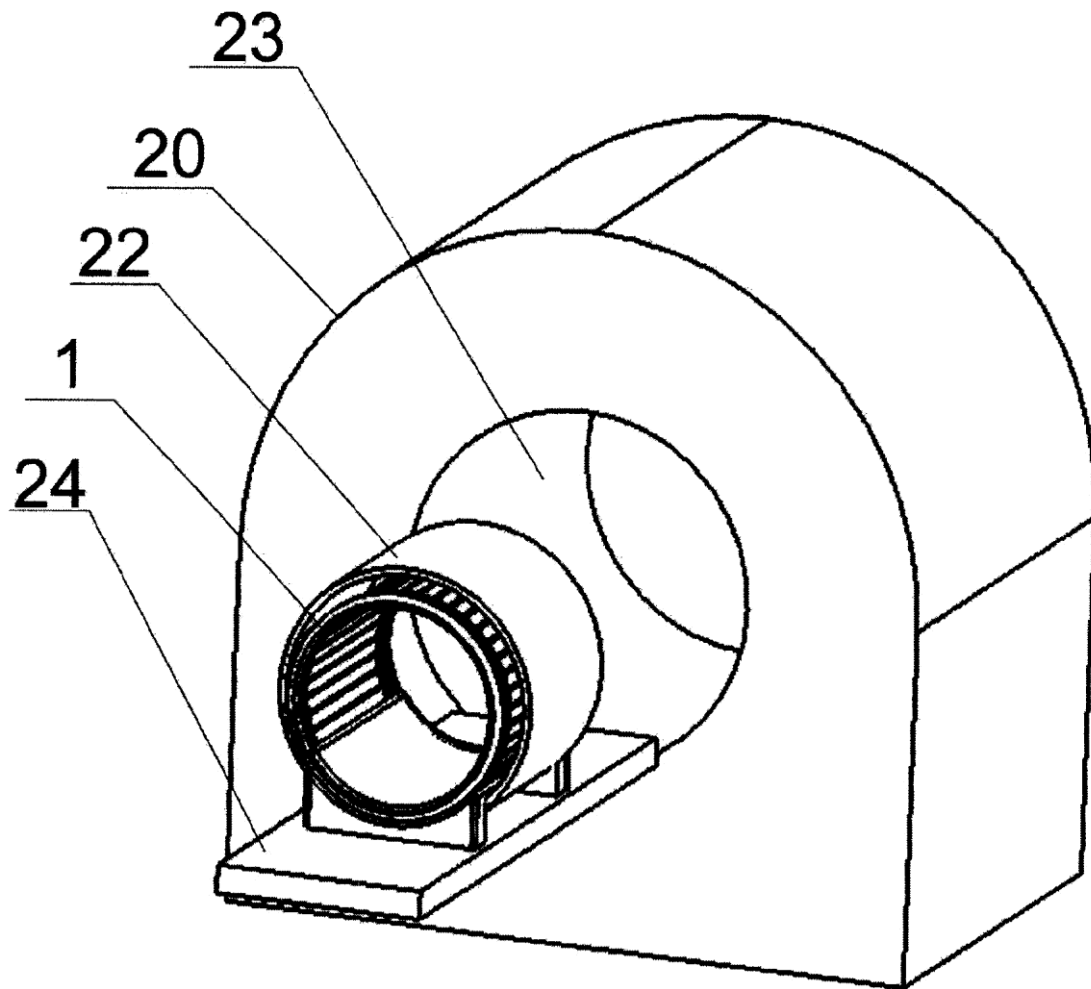


Fig. 7