

RZECZPOSPOLITA  
POLSKA



Urząd Patentowy  
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **227659**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **405186**

(51) Int.Cl.  
**G01T 1/202 (2006.01)**

(22) Data zgłoszenia: **30.08.2013**

---

(54) **Urządzenie detekcyjne do wyznaczania miejsca reakcji kwantów gamma  
oraz sposób wyznaczania reakcji kwantów gamma w emisyjnej tomografii pozytonowej**

---

(43) Zgłoszenie ogłoszono:  
**02.03.2015 BUP 05/15**

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:  
**31.01.2018 WUP 01/18**

(73) Uprawniony z patentu:  
**UNIwersytet Jagielloński, Kraków, PL**

(72) Twórca(y) wynalazku:  
**PAWEŁ MOSKAL, Czułówek, PL**  
**JERZY SMYRSKI, Kraków, PL**

(74) Pełnomocnik:  
**rzecz. pat. Adam Pawłowski**

---

**PL 227659 B1**

## Opis wynalazku

Niniejszy wynalazek dotyczy urządzenia detekcyjnego do wyznaczania miejsca reakcji kwantów gamma oraz sposobu wyznaczania miejsca reakcji kwantów gamma w emisyjnej tomografii pozytonowej.

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.

Scyntylatory nieorganiczne stosowane w technice PET, posiadające typowo rozmiary poprzeczne  $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$  i długość rzędu 1 cm, układa się z reguły w bloki o wymiarach kilku centymetrów. Do tylnej części każdego bloku przyłożone są fotopowielacze, które zmieniają docierające do nich impulsy świetlne na impulsy elektryczne. Taki układ pozwala wyznaczyć miejsce gdzie zareagował kwant gamma z dokładnością do wielkości małego elementu. W dalszej analizie, przy rekonstrukcji obrazu przyjmuje się zatem, że kwant gamma został zaabsorbowany w środku elementu. Nieznajomość głębokości interakcji kwantu gamma (DOI z ang. *Depth of Interaction*) jest jedną z istotnych przyczyn ograniczających rozdzielczość otrzymywanych obrazów. Zniekształcenia są tym większe im dalej od osi tomografu zaszła anihilacja i im grubsze są bloki scyntylatora, dlatego też wyznaczenie DOI ma szczególny wpływ na poprawę obrazowania całego ciała poprzez polepszenie rozdzielczości daleko od osi oraz zwiększenie możliwości wychwytu kwantów gamma poprzez możliwość zastosowania grubszych scyntylatorów.

Znane są ponadto scyntylatory polimerowe posiadające stosunkowo krótkie czasy wyświecania – ok. 2 ns, przez co nadają się bardzo dobrze do pomiarów momentu detekcji cząstek. Są one często stosowane w eksperymentach z zakresu fizyki jądrowej i fizyki cząstek elementarnych do rejestracji

strat energii i momentu przejścia cząstek naładowanych. Najczęściej nadaje się im kształt pasków o przekroju prostokątnym. Błyski świetlne (scyntyłacje) towarzyszące oddziaływaniu cząstek naładowanych np. elektronów czy cząstek neutralnych np. kwantów gamma z materiałem scyntylatora są rejestrowane przez parę fotopowielaczy podłączonych optycznie do końców każdego paska.

Znane są z literatury patentowej tomografy PET, w których wykorzystuje się scyntylatory polimerowe do detekcji promieniowania gamma oraz sposoby wyznaczania miejsca reakcji kwantów gamma dla zastosowanych układów detekcyjnych.

W zgłoszeniu patentowym WO2011/008119 opisano tomograf paskowy, który opiera się na polimerowych scyntylatorach paskowych odczytywanych z dwóch końców przez parę fotopowielaczy. Miejsce oddziaływania cząstki gamma ze scyntylatorem liczone jest wzdłuż długości polimerowego paska oraz wyznaczone w oparciu o różnice czasu propagacji impulsów świetlnych rejestrowanych przez parę fotopowielaczy. Przy założeniu bardzo wysokiej zdolności rozdzielczej, dla różnicy propagacji impulsów świetlnych wynoszącej 100 ps (wartość wyrażona jako FWHM czyli szerokość pików mierzona w połowie jego wysokości) oraz biorąc pod uwagę, że prędkość propagacji impulsu świetlnego w scyntylatorze jest o około czynnik dwa mniejsza niż prędkość światła w próżni, to pozycyjna zdolność rozdzielcza zastosowanego w rozwiązaniu scyntylatora mieści się na poziomie 0,75 cm (FWHM).

W zgłoszeniu patentowym WO2011008118 opisującym tomograf matrycowy, w systemie detekcyjnym wykorzystano płytę scyntylatora polimerowego, przy czym sygnały świetlne odczytywane są na obwodzie oraz od jednej strony powierzchni płyty scyntylatora przez macierz fotopowielaczy. Rejestrowany czas propagacji impulsów świetlnych oraz wysokość tych impulsów umożliwiają określenie pozycji miejsca i czasu oddziaływania kwantu gamma ze scyntylatorem.

Z przytoczonych powyżej sposobów wyznaczania miejsca reakcji kwantów gamma stosowanych do uzyskiwania obrazów w pozytonowej tomografii emisyjnej można wnioskować, iż istnieje ciągła potrzeba opracowywania nowych metod umożliwiających bardziej precyzyjne wyznaczanie miejsca reakcji kwantów gamma oraz urządzeń, które umożliwiłyby uzyskiwanie lepszych pozycyjnych zdolności rozdzielczych scyntylatorów polimerowych.

Celowym byłoby opracowanie urządzenia umożliwiającego precyzyjne wyznaczanie miejsca reakcji kwantów gamma w pozytonowej tomografii emisyjnej, przy jednoczesnej poprawie obrazowania poprzez polepszenie pozycyjnej zdolności rozdzielczej układu detekcyjnego.

Przedmiotem wynalazku jest urządzenie detekcyjne do wyznaczania miejsca reakcji kwantów gamma charakteryzujące się tym, że zawiera warstwę detekcyjną, zawierającą co najmniej jeden scyntylator polimerowy lub nieorganiczny do absorpcji kwantów gamma oraz emisji i propagacji fotonów scyntylacyjnych oraz konwertery fotoelektryczne do konwersji sygnałów świetlnych fotonów scyntylacyjnych na sygnały elektryczne oraz co najmniej jedną warstwę dodatkową zawierającą paski materiału do absorpcji fotonów scyntylacyjnych oraz emisji i propagacji fotonów wtórnych oraz konwertery fotoelektryczne do konwersji sygnałów świetlnych fotonów wtórnych na sygnały elektryczne.

Korzystnie, paski scyntylacyjne są ułożone w warstwie detekcyjnej jeden obok drugiego równolegle wzdłuż najdłuższych krawędzi paska.

Korzystnie, paski materiału do absorpcji oraz emisji i propagacji fotonów scyntylacyjnych są ułożone w warstwie detekcyjnej równolegle względem swoich najdłuższych krawędzi.

Korzystnie, warstwę detekcyjną scyntylatora stanowi płyta scyntylacyjna.

Korzystnie, układ detekcyjny zawiera wewnętrzną warstwę detekcyjną scyntylatora płytowego oraz górną i dolną warstwę pasków materiału do absorpcji fotonów scyntylacyjnych oraz emisji i propagacji fotonów wtórnych, przy czym paski materiału warstwy dolnej i górnej są ułożone pod kątem, korzystnie prostopadle, względem swoich najdłuższych krawędzi w płaszczyźnie płyty scyntylatora polimerowego.

Korzystnie, fotopowielacze są fotopowielaczami krzemowymi.

Korzystnie, fotopowielacze są fotopowielaczami lampowymi.

Korzystnie, urządzenie stanowi warstwę detekcyjną promieniowania gamma w pozytonowym tomografie emisyjnym (TOF-PET).

Korzystnie, urządzenie stanowi warstwę detekcyjną promieniowania gamma w hybrydowym tomografie do pozytonowej tomografii emisyjnej i magnetycznego rezonansu jądrowego (TOF-PET/MR).

Korzystnie, urządzenie stanowi warstwę detekcyjną promieniowania gamma w hybrydowym tomografie do pozytonowej tomografii emisyjnej oraz tomografii komputerowej (TOF-PET/CT).

Przedmiotem wynalazku jest również sposób wyznaczania miejsca reakcji kwantów gamma za pomocą urządzenia zawierającego warstwę detekcyjną, zawierającą co najmniej jeden scyntylator polimerowy do absorpcji kwantów gamma oraz emisji i propagacji fotonów scyntylacyjnych oraz konwertery fotoelektryczne do konwersji sygnałów świetlnych fotonów scyntylacyjnych na sygnały elektryczne oraz co najmniej jedną dodatkową warstwę detekcyjną zawierającą paski materiału do absorpcji fotonów scyntylacyjnych oraz emisji i propagacji fotonów wtórnych oraz konwertery fotoelektryczne do konwersji sygnałów świetlnych fotonów wtórnych na sygnały elektryczne, który to sposób charakteryzuje się tym, że wyznacza się punkt reakcji kwantu gamma wzdłuż podłużnej osi scyntylatora na podstawie średniej ważonej pozycji pasków materiału, przy czym wagami są wysokości sygnałów rejestrowanych w paskach materiału, proporcjonalne do liczby zarejestrowanych w danym pasku fotonów.

Korzystnie, ponadto wyznacza się głębokość interakcji kwantów gamma (DOI) w oparciu o liczbę pasków materiału do absorpcji fotonów scyntylacyjnych oraz emisji i propagacji fotonów wtórnych, które zarejestrowały fotony scyntylacyjne powstałe na skutek reakcji jednego kwantu gamma.

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

Fig. 1 przedstawia schematycznie segment z paskowymi scyntylatorami polimerowymi;

Fig. 2 przedstawia schematycznie pasek scyntylatora polimerowego w przekroju podłużnym, w którym dwa końce paska zostały połączone optycznie z fotopowielaczem;

Fig. 3 przedstawia schematycznie segment z płytą scyntylatora polimerowego;

Fig. 4 przedstawia schematycznie rozmieszczenie segmentów ze scyntylatorami polimerowymi w pozytonowym tomografie emisyjnym.

W sposobie według wynalazku, do rejestracji promieniowania gamma zastosowano paskowe oraz matrycowe scyntylatory polimerowe stosowane w pozytonowej tomografii emisyjnej, opisane w zgłoszeniach patentowych WO2011/008119 oraz WO2011008118.

Na Fig. 1 przedstawiono schematycznie segment detekcyjny 11 do rejestrowania promieniowania gamma w pierwszym przykładzie wykonania. Segment 11 może zawierać dwie warstwy, przy czym pierwsza warstwa może stanowić warstwę detekcyjną promieniowania gamma zawierającą polimerowe paski scyntylacyjne 12 ułożone w jednej płaszczyźnie, równolegle wzdłuż swoich najdłuższych krawędzi oraz fotopowielacze 14. Druga warstwa może zawierać paski 13 przykładowo wykonane z materiału WLS (z ang. *Wave Length Shifter*) umożliwiającego absorpcję fotonów o danej długości fali oraz emisję i propagację fotonów wtórnych, które łączy się optycznie w układem fotopowielaczy 15, przy czym każdy pasek WLS 13 może być połączony z parą fotopowielaczy 15. Materiał pasków WLS 13 korzystnie dobiera się tak, aby absorbował fotony scyntylacyjne tzn. fotony o długościach fali emitowanych przez paski scyntylacyjne 12. Paski WLS 13 mogą być ułożone w jednej płaszczyźnie równolegle wzdłuż swoich najdłuższych krawędzi tworząc drugą warstwę. Warstwa pasków WLS 13 oraz warstwa pasków scyntylacyjnych 12 mogą być ułożone jedna nad drugą – równolegle, przy czym najdłuższe krawędzie pasków WLS 13 oraz pasków scyntylacyjnych 12 mogą być względem siebie zorientowane prostopadle w płaszczyźnie (x-z), względem układu współrzędnych (z, y, z), przedstawionym na Fig. 1.

Na Fig. 2 zilustrowano ideę pomiaru miejsca reakcji kwantów gamma z zastosowaniem segmentu detekcyjnego, na którym przedstawiono schematycznie segment detekcyjny 11 w przekroju podłużnym przez pasek scyntylacyjny 12, przy czym „d” oznacza grubość paska scyntylacyjnego 12, natomiast „w” oznacza szerokość paska WLS 13. W celu lepszego zrozumienia wynalazku wprowadzono układ współrzędnych y-z, którego początek pokrywa się ze środkiem geometrycznym scyntylatora 12, zdefiniowanym jako  $y = z = 0$ .

Segment scyntylacyjny 11 umieszcza się w zasięgu promieniowania gamma. Energia niesiona przez promieniowanie gamma jest absorbowana przez materiał scyntylatora 12 i emitowana w postaci fotonów scyntylacyjnych.

Trajektorie fotonów scyntylacyjnych wyemitowanych w geometrycznym środku scyntylatora w płaszczyźnie (y-z) pod kątem będącym wielokrotnością wartości  $10^\circ$ , mierzonym od osi y, oznaczono linią cienką ciągłą 41 oraz linią pogrubioną 42. Fotony scyntylacyjne wyemitowane w płaszczyźnie (y-z) w początku obranego układu współrzędnych pod kątem większym niż kąt graniczny (zaznaczonym na Fig. 2 jako  $\alpha_{gr}$ ) podlegają całkowitemu wewnętrznemu odbiciu od ścianek scyntylatora i propagują się w kierunku fotopowielaczy 14, co przedstawiono linią cienką ciągłą 41. W korzystnym przykładzie wykonania wynalazku zastosowano materiał scyntylacyjny o wartości kąta granicznego około  $39,2^\circ$ , odpowiadającej współczynnikowi załamania światła  $n = 1,58$ . Fotony scyntylacyjne wyemitowa-

ne w płaszczyźnie (y-z) pod kątem mniejszym niż kąt graniczny względem osi y, mogą wydostawać się na zewnątrz scyntyлятора i mogą być absorbowane przez materiał paska WLS 13 – trajektorie fotonów absorbowanych przez paski WLS 13 oznaczono linią pogrubioną 42. Materiał pasków WLS 13 dobiera się tak aby efektywnie absorbował fotony o długości fali emitowanych przez scyntylator. Na skutek absorpcji fotonów scyntyacyjnych materiał WLS 13 może emitować fotony o innej długości fali tzw. fotony wtórne, które podobnie jak fotony scyntyacyjne w paskach scyntyacyjnych 12 propagują się w kierunku fotopowielaczy 15 pasków WLS 13 w wyniku wewnętrznych odbić.

Współrzędne (y, z) reakcji kwantów gamma sposobem według wynalazku wyznacza się w następujący sposób:

Pozycję reakcji kwantów gamma w kierunku osi z wyznacza się na podstawie średniej ważonej pozycji pasków WLS 13, przy czym wagami są wysokości sygnałów rejestrowanych w paskach WLS proporcjonalne do liczby zarejestrowanych w danym pasku fotonów, co można zapisać wzorem:

$$Z = \text{suma\_po\_i} (z_i * A_i) / \text{suma\_po\_i} (A_i)$$

gdzie:

$A_i$  – wysokość sygnału rejestrowanego w  $i$ -tym pasku WLS

$z_i$  – współrzędna z położenia środka  $i$ -tego paska WLS

$A_i$  można obliczyć jako średnią geometryczną lub arytmetyczną z amplitud sygnałów mierzonych na obu końcach paska WLS  $A_i = (A_{\text{lewy}_i} + A_{\text{prawy}_i})/2$  lub  $(A_i = \sqrt{A_{\text{lewy}_i} * A_{\text{prawy}_i}})$ .

Pozycje reakcji kwantów gamma w kierunku osi y (głębokość interakcji – DOI) wyznacza się na podstawie liczby pasków WLS 13, które zarejestrowały fotony scyntyacyjne oraz znając wartość kąta granicznego materiału scyntyлятора i współczynnik załamania światła.

Przykładowo dla polimeru scyntyacyjnego o wartości kąta granicznego około  $39,2^\circ$  dla którego współczynnik załamania światła wynosi  $n = 1,58$ , miejsce reakcji kwantu gamma leży w pobliżu powierzchni, przy której znajdują się paski WLS 13:  $y = d/2$ , (przy czym d oznacza grubość scyntyлятора 12), gdy sygnał rejestrowany jest w jednym pasku.

W przypadku rejestracji fotonów scyntyacyjnych przez pięć pasków WLS oraz znając wymiary scyntyлятора, przykładowo:  $d = 30$  mm oraz szerokość paska WLS 13 przykładowo  $w = 5$  mm, miejsce anihilacji kwantu gamma będzie leżeć w środku scyntyлятора:  $y = 0$ ,

W przypadku rejestracji fotonów scyntyacyjnych przez dziesięć pasków WLS, dla tych samych wymiarów paska scyntyacyjnego oraz pasków WLS, miejsce reakcji kwantu gamma będzie leżeć w pobliżu przeciwnej powierzchni scyntyлятора:  $y = -d/2$ .

W ogólności głębokość interakcji może być określona poprzez liczbę pasków WLS, a związek między liczbą pasków WLS a głębokością może być wyznaczony dla każdego systemu eksperymentalnie.

Na Fig. 3 przedstawiono schematycznie segment scyntyacyjny 21 w drugim przykładzie wykonania. Segment 21 może zawierać warstwę detekcyjną ze scyntylatorem płytowym 22 połączonym optycznie z zespołem fotopowielaczy 24. Segment może zwierać dwie warstwy pasków WLS 23, przy czym każdy pasek WLS 23 może być połączony optycznie z parą fotopowielaczy, które układają się równolegle do płyty scyntyлятора 22 z dwóch stron płyty, przy czym paski WLS 23 tworzące górną warstwę mogą być zorientowane prostopadle względem pasków WLS tworzących warstwę dolną w płaszczyźnie (x-z) układu współrzędnych przedstawionego na Fig. 3.

Materiał pasków WLS 23 może być dobrany tak, aby przepuszczać promieniowanie gamma, przy czym punkt reakcji kwantów gamma z materiałem scyntyлятора płytowego 22 może być rejestrowany przez zespół fotopowielaczy 24.

Energia kwantów gamma zdeponowana w materiale scyntyлятора 23 zostaje wyemitowana w postaci fotonów scyntyacyjnych, które według mechanizmu analogicznego do przedstawionego na Fig. 2 są rejestrowane przez zespół dwóch układów pasków WLS, ułożonych prostopadle do siebie. Współrzędne reakcji kwantów gamma (x,y,z) dla segmentu 21 wyznacza się analogicznie jak dla segmentu 11.

Ponadto segment scyntyacyjny może zawierać warstwę detekcyjną ze scyntylatorem płytowym 22 oraz jedną warstwę pasków WLS 23. Wówczas sposobem według wynalazku można wyznaczać dwie współrzędne miejsca reakcji kwantów gamma przykładowo głębokość interakcji DOI (y) oraz współrzędną z.

Segmenty 11, 21 według niniejszego wynalazku mogą być przykładowo stosowane w pozytonowych tomografach emisyjnych do detekcji promieniowania gamma. Segmenty zarówno według pierwszego jak i drugiego przykładu wykonania mogą zastępować warstwę detekcyjną promieniowania gamma w znanych tomografach PET paskowych lub płytowych. Segmenty 11, 21 mogą być także stosowane jako detektory promieniowania gamma w hybrydowych tomografach, służących do obrazowania PET oraz obrazowania z wykorzystaniem innych znanych technik takich jak magnetyczny rezonans jądrowy czy tomografia komputerowa.

Na Fig. 4 przedstawiono w przekroju poprzecznym schemat ułożenia segmentów scyntylicyjnych 11 według pierwszego przykładu wykonania w tomografie PET. Na Fig. 4 oś tomografu PET przebiega prostopadle do płaszczyzny (x-y) wyznaczonej przez obrany układ współrzędnych.

Scyntylatory polimerowe mogą być zgrupowane w segmenty z odrębnymi układami pasków WLS. Przykładowo: scyntylatory polimerowe mogą być podzielone na szesnaście segmentów, każdy o szerokości  $s = 160$  mm, tworząc tunel komory scyntylicyjnej 41 o promieniu  $R = 402$  mm tomografu PET, do której wprowadza się pacjenta po zaaplikowaniu radiofarmaceutyku w celu wykonania obrazowania w technice PET.

Układy detekcyjne z układem pasków WLS według wynalazku pozwalają na uzyskanie znacznie wyższych pozycyjnych zdolności rozdzielczych na poziomie 0,5 cm (FWHM), oraz umożliwiają bardziej precyzyjne wyznaczanie miejsca reakcji kwantów gamma w tym także głębokości reakcji kwantów gamma (DOI) co pozwala na trójwymiarową rekonstrukcję oddziaływania kwantu gamma ze scyntylatorem oraz uzyskiwanie bardziej precyzyjnych obrazów przykładowo w technice PET.

Ponadto wprowadzenie układu pasków WLS do układu detekcyjnego PET umożliwiło dodatkową rejestrację fotonów scyntylicyjnych, emitowanych pod kątem mniejszym niż wartość kąta granicznego danego materiału scyntylicyjnego.

## Zastrzeżenia patentowe

1. Urządzenie detekcyjne do wyznaczania miejsca reakcji kwantów gamma **znamiennie tym**, że zawiera:
  - warstwę detekcyjną, zawierającą co najmniej jeden scyntylator polimerowy lub nieorganiczny (12, 22) do absorpcji kwantów gamma oraz emisji i propagacji fotonów scyntylicyjnych oraz konwertery fotoelektryczne (14, 24) do konwersji sygnałów świetlnych fotonów scyntylicyjnych na sygnały elektryczne oraz
  - co najmniej jedną warstwę dodatkową zawierającą paski materiału (13, 23) do absorpcji fotonów scyntylicyjnych oraz emisji i propagacji fotonów wtórnych oraz konwertery fotoelektryczne (15, 25) do konwersji sygnałów świetlnych fotonów wtórnych na sygnały elektryczne.
2. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że paski scyntylicyjne (12) są ułożone w warstwie detekcyjnej jeden obok drugiego równolegle wzdłuż najdłuższych krawędzi paska (12).
3. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że paski materiału (13, 23) do absorpcji oraz emisji i propagacji fotonów scyntylicyjnych są ułożone w warstwie detekcyjnej (13, 23) równolegle względem swoich najdłuższych krawędzi.
4. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że warstwę detekcyjną scyntylatora stanowi płyta scyntylicyjna (22).
5. Urządzenie według zastrz. 4, **znamiennie tym**, że układ detekcyjny (21) zawiera wewnętrzną warstwę detekcyjną scyntylatora płytowego (22) oraz górną i dolną warstwę pasków materiału (23) do absorpcji fotonów scyntylicyjnych oraz emisji i propagacji fotonów wtórnych, przy czym paski materiału (23) warstwy dolnej i górnej są ułożone pod kątem, korzystnie prostopadle, względem swoich najdłuższych krawędzi w płaszczyźnie płyty scyntylatora polimerowego (22).
6. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że fotopowielacze (14, 15, 24, 25) są fotopowielaczami krzemowymi.
7. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że fotopowielacze (14, 24) są fotopowielaczami lampowymi.

8. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że stanowi warstwę detekcyjną promieniowania gamma w pozytonowym tomografie emisyjnym (TOF-PET).
9. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że stanowi warstwę detekcyjną promieniowania gamma w hybrydowym tomografie do pozytonowej tomografii emisyjnej i magnetycznego rezonansu jądrowego (TOF-PET/MR).
10. Urządzenie, według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że stanowi warstwę detekcyjną promieniowania gamma w hybrydowym tomografie do pozytonowej tomografii emisyjnej oraz tomografii komputerowej (TOF-PET/CT).
11. Sposób wyznaczania miejsca reakcji kwantów gamma za pomocą urządzenia zawierającego:
  - warstwę detekcyjną, zawierającą co najmniej jeden scyntylator polimerowy (12, 22) do absorpcji kwantów gamma oraz emisji i propagacji fotonów scyntylicyjnych oraz konwertery fotoelektryczne (14, 24) do konwersji sygnałów świetlnych fotonów scyntylicyjnych na sygnały elektryczne oraz
  - co najmniej jedną dodatkową warstwę detekcyjną zawierającą paski materiału (13, 23) do absorpcji fotonów scyntylicyjnych oraz emisji i propagacji fotonów wtórnych oraz konwertery fotoelektryczne (15, 25) do konwersji sygnałów świetlnych fotonów wtórnych na sygnały elektryczne,który to sposób jest **znamienny tym**, że wyznacza się punkt reakcji kwantu gamma wzdłuż podłużnej osi scyntylatora (12, 22) na podstawie średniej ważonej pozycji pasków materiału (13, 23), przy czym wagami są wysokości sygnałów rejestrowanych w paskach materiału (13, 23), proporcjonalne do liczby zarejestrowanych w danym pasku (13, 23) fotonów.
12. Sposób według zastrz. 10, **znamienny tym**, że ponadto wyznacza się głębokość interakcji kwantów gamma (DOI) w oparciu o liczbę pasków materiału (13, 23) do absorpcji fotonów scyntylicyjnych oraz emisji i propagacji fotonów wtórnych, które zarejestrowały fotony scyntylicyjne powstałe na skutek reakcji jednego kwantu gamma.

Rysunki

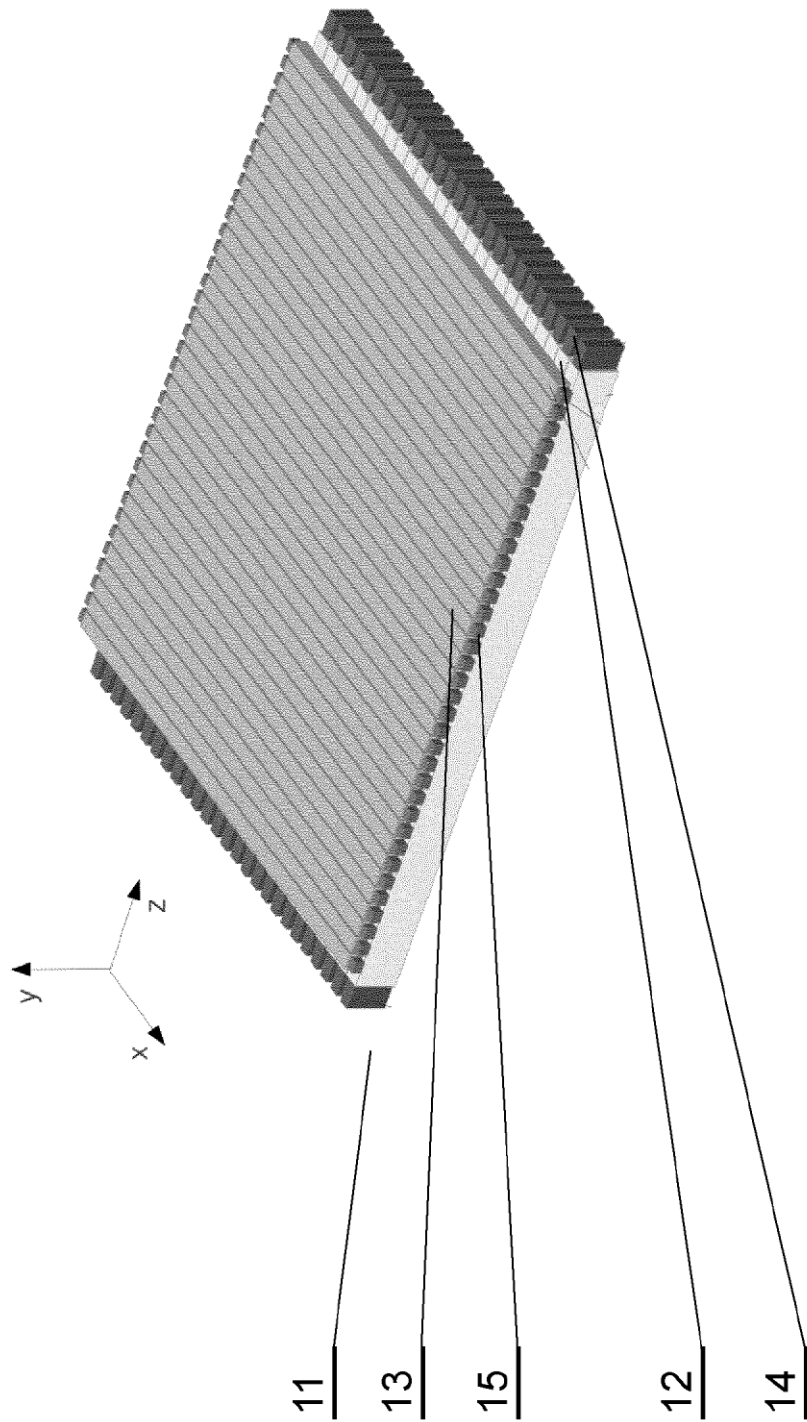


Fig. 1



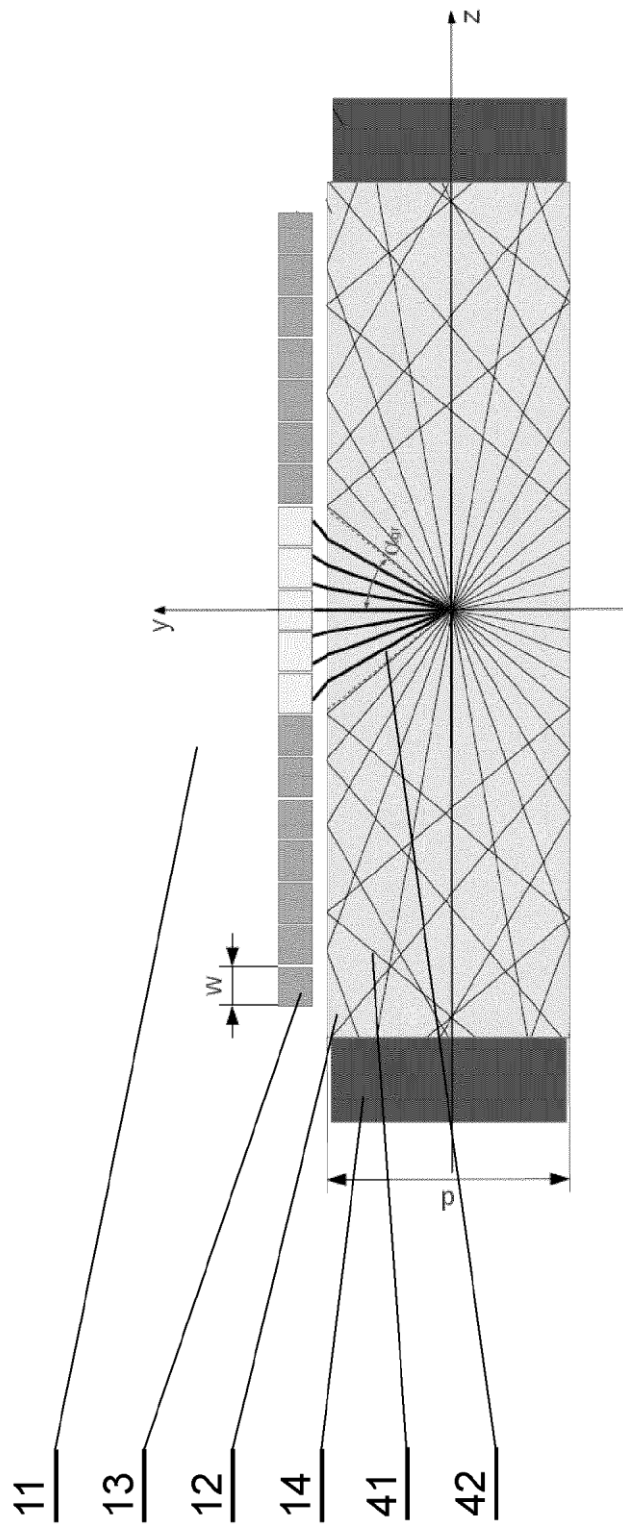


Fig. 2

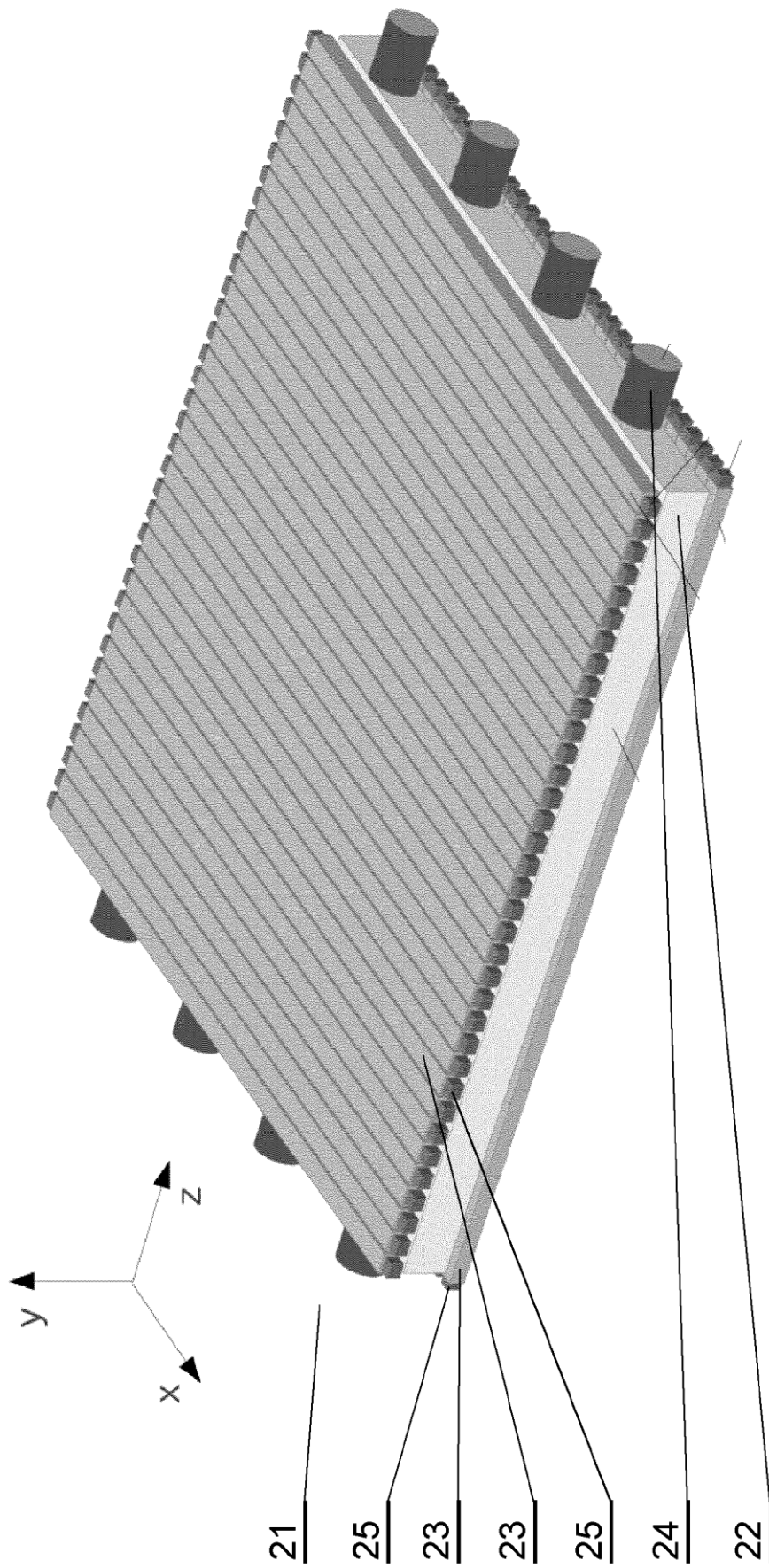


Fig. 3

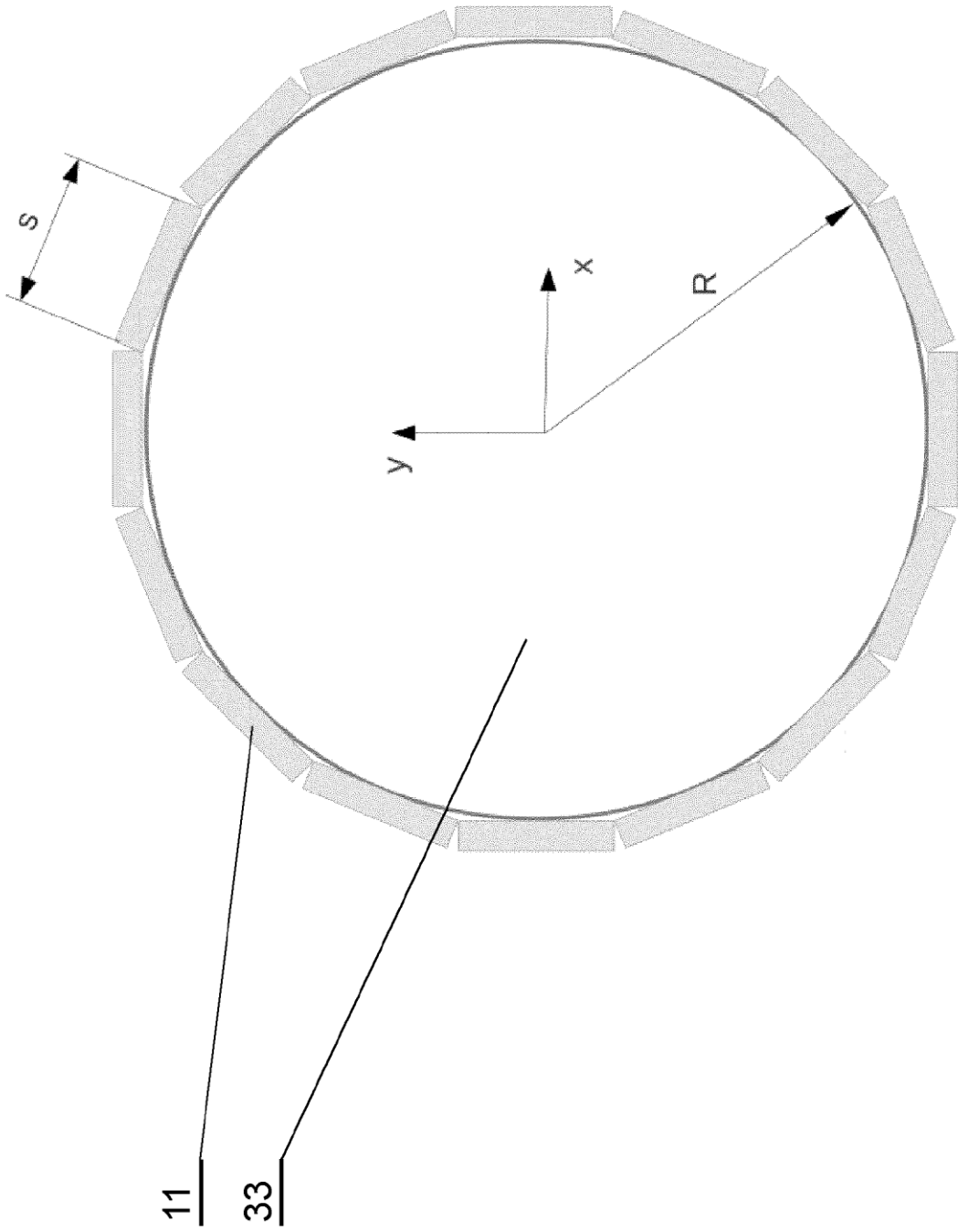


Fig. 4

