

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **227661**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **405188**

(51) Int.Cl.
G01T 1/20 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)

(22) Data zgłoszenia: **30.08.2013**

(54) **Sposób wyznaczania parametrów miejsca reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylacyjnym tomografu PET i układ do wyznaczania parametrów miejsca reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylacyjnym tomografu PET**

(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
ŁUKASZ KAPŁON, Jodłowa, PL

(74) Pełnomocnik:
rzech. pat. Adam Pawłowski

PL 227661 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest sposób wyznaczania miejsca jonizacji w detektorach scyntylicyjnych i układ do wyznaczania miejsca jonizacji w detektorach scyntylicyjnych tomografów PET.

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 substancję 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 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 scyntyлятора rzędu kilkuset pikosekund.

Obecnie, w pozytonowej tomografii emisyjnej, znane w stanie techniki sposoby wyznaczania miejsca interakcji kwantów gamma bazują na pomiarze ładunków sygnałów wytwarzanych w fotopowielaczach lampowych lub krzemowych czy też w diodach lawinowych połączonych optycznie z kryształami nieorganicznymi ponacinanymi na mniejsze elementy. Miejsce, w którym zareagował kwant gamma, jest wyznaczane z dokładnością do wielkości małego elementu kryształu, na podstawie różnic w wielkościach sygnałów z poszczególnych konwerterów połączonych optycznie z tym samym kryształem.

W znanych w stanie techniki tomografach PET rekonstrukcja zbioru linii LOR oraz wartości TOF odbywa się na podstawie relacji między ładunkami i czasami sygnałów zarejestrowanych dla danego zdarzenia bez odwoływania się do zewnętrznych sygnałów wzorcowych.

Obecnie w stanie techniki w pozytonowej tomografii emisyjnej do rejestrowania kwantów gamma wykorzystuje się kryształy nieorganiczne połączone optycznie z fotopowielaczami, które pozwalają na wyznaczenie miejsca reakcji kwantu gamma w kryształach z dokładnością do wielkości kryształów, w oparciu o różnice między wielkościami sygnałów z poszczególnych fotopowielaczy. Z reguły stosuje się rozwiązanie z czterema fotopowielaczami przyłożonymi z jednej strony kryształu, które pozwalają wyznaczyć miejsce reakcji w oparciu o tzw. „logikę Angera”. W najnowszych rozwiązaniach, zamiast standardowych fotopowielaczy lampowych, stosuje się także macierze z fotopowielaczy krzemowych lub diod lawinowych. Tego typu rozwiązania zostały opisane w artykule „Whole-Body MR/PET Hybrid Imaging” (Quick H. i inni, MAGNETOM Flash 1/2011 str. 88–100) oraz w amerykańskim opisie patentowym US 7,626,389. Niektóre rozwiązania pozwalają na wyznaczanie głębokości interakcji kwantów gamma poprzez jednoczesne zastosowanie dwóch lub trzech połączonych ze sobą warstw z różnych kryształów z fotopowielaczami przyłożonymi na jednym z końców. Opisano to na przykład 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, The Internet Journal of Medical Technology. 2003 Vol. 1 Nr 1). Możliwy jest również jednoczesny odczyt światła z dwóch stron sygnałów z jedną macierzą diod lawinowych, a z drugiej układem fotopowielaczy działających w systemie Angera.

W zgłoszeniu patentowym WO 2011/008119 opisano wynalazek dotyczący urządzenia paskowego i sposobu wyznaczania miejsca i czasu reakcji kwantów gamma oraz zastosowanie urządzenia w pozytonowej emisyjnej tomografii. W tym wynalazku fotopowielacze nie otaczają komory diagnostycznej i dlatego to rozwiązanie pozwala na użycie wielu warstw scyntylicyjnych, a przez to wyznaczanie głębokości interakcji z dokładnością do grubości zastosowanych pasków scyntylicyjnych.

W zgłoszeniu patentowym WO 2011/008118 A2 opisano inny wynalazek dotyczący urządzenia matrycowego i sposobu wyznaczania miejsca i czasu reakcji kwantów gamma oraz zastosowanie urządzenia w pozytonowej emisyjnej tomografii. Opisany w tym zgłoszeniu tomograf matrycowy pozwala na wyznaczanie głębokości interakcji w oparciu o rozkład amplitud z macierzy fotopowielaczy otaczającej płytę scyntylicyjną.

Celowym byłoby opracowanie nowej metody wyznaczania miejsca interakcji kwantu gamma, która może być stosowana niezależnie od powyżej opisanych metod, ale także w połączeniu z powyżej opisanymi technikami umożliwiając uzyskanie większej precyzji obrazowania w pozytonowej tomografii emisyjnej i w innych technikach obrazowania wymagających rejestrowania promieniowania jonizującego.

Przedmiotem wynalazku jest sposób wyznaczania parametrów miejsca reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylicyjnym tomografu PET, w którym sygnał mierzony w scyntylicytorze przekształca się w co najmniej dwóch konwerterach na elektryczne sygnały pomiarowe, charakteryzujący się tym, że uzyskuje się dostęp do bazy danych zawierającej krzywe kalibracyjne $p(S)$ określające parametry (p) miejsca reakcji w zależności od wartości współczynnika stosunku sygnałów (S), za pomocą procesora oblicza się na podstawie krzywej kalibracyjnej $p(S)$ parametry (p) miejsca reakcji na podstawie wartości współczynnika stosunku sygnałów (S), przy czym współczynnik stosunku sygnałów (S) wyznacza się jako stosunek sygnałów pomiarowych zmierzonych za pomocą co najmniej dwóch konwerterów, których widma wydajności kwantowej różnią się między sobą.

Korzystnie, parametry (p) miejsca reakcji obejmują co najmniej jedną współrzędną (x, y).

Korzystnie, parametry (p) miejsca reakcji obejmują głębokość interakcji (DOI).

Korzystnie, współczynnik stosunku sygnałów (S) wyznacza się jako stosunek amplitud sygnałów pomiarowych.

Przedmiotem wynalazku jest ponadto układ do wyznaczania parametrów miejsca reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylicyjnym tomografu PET, w którym sygnał mierzony w scyntylicytorze jest przekształcany w co najmniej dwóch konwerterach na elektryczny sygnał pomiarowy, charakteryzujący się tym, że układ zawiera bazę danych zawierającą krzywe kalibracyjne $p(S)$ określające parametry (p) miejsca reakcji w zależności od wartości współczynnika stosunku sygnałów (S), procesor przystosowany do obliczania na podstawie krzywej kalibracyjnej $p(S)$ parametrów (p) miejsca reakcji na podstawie współczynnika stosunku sygnałów (S), przy czym współczynnik stosunku sygnałów (S) stanowi stosunek sygnałów pomiarowych zmierzonych za pomocą co najmniej dwóch konwerterów, których widma wydajności kwantowej różnią się między sobą.

Korzystnie, detektor scyntylicyjny zawiera scyntylicyjny paskowe, do których naprzeciwległych końców przyłączone są pary fotopowielaczy, przy czym fotopowielacze w każdej parze mają różne widma wydajności kwantowej.

Korzystnie, detektor scyntylicyjny zawiera matrycowy układ fotopowielaczy, w którym sąsiadujące ze sobą fotopowielacze (E, F) mają różne widma wydajności kwantowej.

Rozwiązanie według wynalazku wykorzystuje zmiany tłumienia światła w funkcji długości fali i pozwala na określenie odległości od konwerterów miejsca powstania impulsu świetlnego. Wynalazek stwarza możliwość wyznaczania głębokości interakcji kwantów gamma DOI w emisyjnej tomografii pozytonowej.

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

Fig. 1 przedstawia zależność Absorpcji od długości fali oraz widma emisji scyntylicyjatora UPS-923A dla różnych odległości między miejscem interakcji promieniowania a detektorem;

Fig. 2 przedstawia wykres porównawczy widm emisji wybranych scyntylicyjatorów z wydajnościami kwantowymi kilku wybranych konwerterów;

Fig. 3 przedstawia ogólny schemat układu do wyznaczania miejsca jonizacji według wynalazku na przykładzie detektora paskowego;

Fig. 4 i 5 przedstawiają przykłady zastosowania.

Rozwiązanie według wynalazku dotyczy wyznaczania miejsca interakcji kwantu gamma w detektorze scyntylicyjnym przy wykorzystaniu co najmniej dwóch fotopowielaczy lub innych konwerterów, które zamieniają impulsy świetlne na impulsy elektryczne, posiadające różne zależności wydajności kwantowych od długości fali rejestrowanych fotonów.

Zaobserwowano, że absorpcja fotonów w scyntylicyjatorach mocno zależy od długości ich fali. Tłumienie fotonów jest tym większe, im krótsza jest ta długość. Na przykład fotony o większej energii (tzw. „fioletowe”) tłumione są bardziej niż fotony o mniejszej energii (tzw. „czerwone”). Dlatego widmo energii (tzw. „kolor”) impulsu świetlnego propagującego się wewnątrz scyntylicyjatora ulega zmianie przesuwając się ku czerwieni, jak przedstawiono na Fig. 1 opublikowanej przez V. Senchyshyn et al., w artykule „Accounting for self absorption in calculation of light collection in plastic scintillators”, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 566 (2006) 286. Zatem im dalej od miejsca reakcji znajduje się fotopowielacz, tym większy będzie stosunek liczby fotonów z czerwonej części widma do liczby fotonów z części fioletowej w padającym na niego impulsie świetlnym. Jeśli odległość miejsca reakcji kwantu gamma od konwertera jest duża, to zbliżając się do konwertera impuls cały czas maleje, i przesuwa się od fioletu, poprzez niebieski, zielony w kierunku żółtego itd. jak widać na Fig. 1. Jeśli jeden z konwerterów posiada większą wydajność rejestrowania fotonów w zakresie zielonym niż fioletowym (przykładowo, krzemowa dioda lawinowa SI_APD), a drugi odwrotnie – większą wydajność w zakresie fioletowym niż zielonym (przykładowo, fotopowielacz R5320), to wtedy wraz z odległością od miejsca reakcji kwantu gamma prawdopodobieństwo zarejestrowania fotonu przez pierwszy konwerter (SI_APD) będzie rosło, a przez drugi konwerter (R5320) będzie malało, jak przedstawiono na Fig. 2. W takim przypadku stosunek ładunku sygnału wytwarzanego przez konwerter SI_APD do ładunku sygnału wytwarzanego przez R5320 będzie rósł wraz z odległością miejsca reakcji kwantu gamma od konwerterów. Z tego powodu, stosunek ładunków sygnałów wytwarzanych przez konwertery różniące się widmem wydajności kwantowej jest miarą odległości miejsca jonizacji od konwerterów.

Zaletą wyznaczania miejsca jonizacji w scyntylicyjatorze na podstawie stosunku ładunków sygnałów z konwerterów różniących się widmem wydajności kwantowej jest niezależność metody od wartości energii zdeponowanej w scyntylicyjatorze w wyniku jonizacji.

Metoda charakteryzuje się tym, że miejsce reakcji w scyntylicyjatorze wyznacza się na podstawie stosunku ładunków sygnałów z co najmniej dwóch konwerterów połączonych optycznie ze scyntylicyjatorem, przy czym widma wydajności kwantowej tych konwerterów muszą się różnić, a zależność pomiędzy stosunkiem ładunków z różnych konwerterów, a odległością wyznacza się poprzez wcześniejsze cechowanie wykonując pomiar tego stosunku dla znanych miejsc naświetlania detektora.

Fig. 3 przedstawia ogólny schemat układu do wyznaczania miejsca jonizacji według wynalazku na przykładzie detektora paskowego.

Informacje o miejscu i czasie anihilacji pozytonu z elektronem wewnątrz pacjenta niosą dwa kwanty gamma, które rejestrowane są w detektorach scyntylicyjnych tomografu PET. Wynikiem reakcji kwantów gamma w detektorach scyntylicyjnych 101 są impulsy świetlne, które po dotarciu do brzegu scyntylicyjatorów zamieniane są na impulsy elektryczne za pomocą fotopowielaczy 111A,

111B, 112A, 112B. Sygnały pomiarowe z fotopowielaczy przechodzą do elektronicznych układów odczytu (czytników) 110 umożliwiających pomiar ładunku tych sygnałów i czasów przejścia przez zadane napięcia odniesienia.

W przedstawionym przykładzie zastosowano detektor paskowy, taki jak opisano w publikacji międzynarodowego zgłoszenia patentowego WO 2011/008119.

Do przeciwległych stron paska scyntylicyjnego 101 o długości L są przyłączone po dwa fotopowielacze: fotopowielacze 111A, 111B z lewej strony i fotopowielacze 112A, 112B z prawej strony. Istotnym jest to, że fotopowielacze 111A i 112A posiadają inną wydajność kwantową niż fotopowielacze 111B, 112B. Wyznaczanie pozycji x interakcji promieniowania w scyntylicytorze wzdłuż osi przebiegającej równoległe do długości L, która to pozycja x stanowi parametr p miejsca reakcji, można wyznaczyć na podstawie stosunku amplitud lub ładunków sygnałów $S1 = S_{111B}/S_{111A}$ oraz niezależnie na podstawie $S2 = S_{112B}/S_{112A}$, gdzie S_{111A} , S_{111B} , S_{112A} , S_{112B} określają amplitudy lub ładunki sygnałów pomiarowych zmierzonych przez odpowiednie fotopowielacze. W buforze 115 mogą być przechowywane informacje o ładunkach S_{111A} , S_{111B} , S_{112A} , S_{112B} lub informacje o stosunkach amplitud lub ładunków S1, S2.

W procesorze 120 oblicza się parametry p miejsca reakcji na podstawie krzywych kalibracyjnych p(S) zapisanych w bazie danych i wartości współczynnika stosunku sygnałów S (w tym przypadku charakteryzującego się między innymi wartościami S_{111A} , S_{111B} , S_{112A} , S_{112B}). Krzywe kalibracyjne p(S) mogą być przechowywane w bazie danych dla określonych par konwerterów. Procesor otrzymuje współczynnik stosunku sygnałów S za pośrednictwem bufora sygnału 115. Bufor sygnału 115 może przekazywać dane do procesora 120 w czasie rzeczywistym lub z opóźnieniem – przykładowo, tuż po zakończeniu pomiaru lub po pewnym czasie od zakończenia pomiaru (wówczas bufor 115 jest pamięcią, w której przechowywane są współczynniki stosunku sygnałów S).

Wzorcowe krzywe kalibracyjne p(S) zapisane w bazie danych 130 generuje się na etapie kalibracji tomografu. Tworzy się je, skanując pasek 101 skolimowaną wiązką promieniowania anihilacyjnego o profilu mniejszym niż rozdzielczość przestrzenna, którą chcemy uzyskać. Na przykład wytwarzamy wiązkę o szerokości 1 mm i przesuwamy ją wzdłuż paska wykonując pomiary i dodatkowo dopisując do każdego impulsu znacznik określający miejsce naświetlania. Skanowanie odbywa się za pomocą źródła 102 promieni anihilacyjnych umieszczonego wewnątrz kolimatora, który może wirować wokół osi tomografu i poruszać się wzdłuż tej osi dając możliwość naświetlenia każdego miejsca w detektorze wiązką o odpowiednio dobranych rozmiarach.

Fig. 4 przedstawia przykład zastosowania tzw. „logiki Angera”, znanej z większości obecnych tomografów PET. Do identyfikacji kryształu, w którym nastąpiła reakcja kwantu gamma, stosuje układ czterech fotopowielaczy, przedstawiony schematycznie na Figurze 4. Współrzędne x wyznacza się w oparciu o różnice amplitud sygnałów w fotopowielaczach A, C i B, D i odpowiednio y jako różnice amplitud w fotopowielaczach A, B i C, D:

$$x = ((B+D) - (A+C)) / (A+B+C+D); y = ((A+B) - (C+D)) / (A+B+C+D) \quad (1)$$

Zastosowanie sposobu będącego przedmiotem tego wynalazku polega na użyciu dwóch rodzajów fotopowielaczy. Na przykład zastosowanie systemu, w którym fotopowielacze A i D charakteryzują się innym widmem wydajności kwantowej niż C i B. Wtedy parametry miejsca reakcji – w tym przypadku współrzędne x i y miejsca reakcji – można wyznaczyć według formuły (1), a kolejny parametr miejsca reakcji – to znaczy głębokość interakcji DOI – można wyznaczać w na przykład w oparciu o stosunek $S = (B+C) / (A+D)$ po wcześniejszym wycechowaniu zależności DOI vs. S dla każdego położenia x, y.

Fig. 5 przedstawia przykład zastosowania rozwiązania według wynalazku w tomografii PET matrycowym, opisanym w zgłoszeniu patentowym WO 2011/008118. Poszczególne rodzaje fotopowielaczy oznaczono kolorem jaśniejszym (E) i ciemniejszym (F). W tym przypadku głębokość interakcji, stanowiącą parametr miejsca reakcji, można obliczyć na przykład w oparciu o stosunek $S = \text{suma}_i(E_i) / \text{suma}_j(F_j)$, gdzie indeksy „i” oraz „j” numerują fotopowielacze przyłożone do zewnętrznej powierzchni płyty, a E_i i F_j oznaczają ładunek lub amplitudy sygnałów wytworzonych odpowiednio w i-tym i j-tym fotopowielaczu.

Metoda będąca przedmiotem tego wynalazku pozwala także na wyznaczenie innych parametrów miejsca reakcji - w szczególności położenia wzdłuż płyty w oparciu o ładunki lub amplitudy sygnałów wytworzonych przez fotopowielacze na bokach płyty, analogicznie jak w przykładzie z Fig. 3. W tym przypadku można określić $S1 = \text{suma}_i(E1_i) / \text{suma}_j(F1_j)$, gdzie $E1_i$ oraz $F1_j$ oznaczają amplitudy lub ładunki sygnałów zmierzonych z prawej strony płyty, oraz analogicznie

$S2 = \text{suma}_i(E2_i) / \text{suma}_j(F2_j)$, gdzie $E2_i$ oraz $F2_j$ oznaczają amplitudy lub ładunki sygnałów zmierzonych z lewej strony płyty. Podobnie można określić stosunki $S3$ i $S4$ dla sygnałów z tyłu i przodu płyty. Następnie po uprzednim wycechowaniu, stosując metodę opisaną w tym wynalazku, można wyznaczyć parametry miejsca reakcji określające współrzędne (x, y, z) reakcji kwantu gamma w scyntylatorze w oparciu o wartości $S, S1, S2, S3, S4$, przy czym S pozwala na wyznaczenie głębokości interakcji, $S1$ i niezależnie $S2$ na wyznaczenie jednej współrzędnej wzdłuż płyty, a $S3$ i niezależnie $S4$ na wyznaczenie drugiej współrzędnej.

Zastrzeżenia patentowe

1. Sposób wyznaczania parametrów miejsca reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylacyjnym tomografu PET, w którym sygnał mierzony w scyntylatorze przekształca się w co najmniej dwóch konwerterach na elektryczne sygnały pomiarowe, **znamienny tym**, że:
 - uzyskuje się dostęp do bazy danych (130) zawierającej krzywe kalibracyjne $p(S)$ określające parametry (p) miejsca reakcji w zależności od wartości współczynnika stosunku sygnałów (S) ,
 - za pomocą procesora (120) oblicza się na podstawie krzywej kalibracyjnej $p(S)$ parametry (p) miejsca reakcji na podstawie wartości współczynnika stosunku sygnałów (S) , przy czym współczynnik stosunku sygnałów (S) wyznacza się jako stosunek sygnałów pomiarowych zmierzonych za pomocą co najmniej dwóch konwerterów (111A, 111B; 112A, 112B), których widma wydajności kwantowej różnią się między sobą.
2. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że parametry (p) miejsca reakcji obejmują co najmniej jedną współrzędną (x, y) .
3. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że parametry (p) miejsca reakcji obejmują głębokość interakcji (DOI).
4. Sposób według zastrz. 1, w którym współczynnik stosunku sygnałów (S) wyznacza się jako stosunek amplitud sygnałów pomiarowych.
5. Układ do wyznaczania parametrów miejsca reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylacyjnym tomografu PET, w którym sygnał mierzony w scyntylatorze jest przekształcany w co najmniej dwóch konwerterach na elektryczny sygnał pomiarowy, **znamienny tym**, że układ zawiera:
 - bazę danych (130) zawierającą krzywe kalibracyjne $p(S)$ określające parametry (p) miejsca reakcji w zależności od wartości współczynnika stosunku sygnałów (S) ,
 - procesor (120) przystosowany do obliczania na podstawie krzywej kalibracyjnej $p(S)$ parametrów (p) miejsca reakcji na podstawie współczynnika stosunku sygnałów (S) ,
 - przy czym współczynnik stosunku sygnałów (S) stanowi stosunek sygnałów pomiarowych zmierzonych za pomocą co najmniej dwóch konwerterów (111A, 111B; 112A, 112B), których widma wydajności kwantowej różnią się między sobą.
6. Układ według zastrz. 5, **znamienny tym**, że detektor scyntylacyjny zawiera scyntylatory paskowe, do których naprzeciwległych końców przyłączone są pary fotopowielaczy (111A, 111B; 112A, 112B), przy czym fotopowielacze w każdej parze mają różne widma wydajności kwantowej.
7. Układ według zastrz. 5, **znamienny tym**, że detektor scyntylacyjny zawiera matrycowy układ fotopowielaczy, w którym sąsiadujące ze sobą fotopowielacze (E, F) mają różne widma wydajności kwantowej.

Rysunki

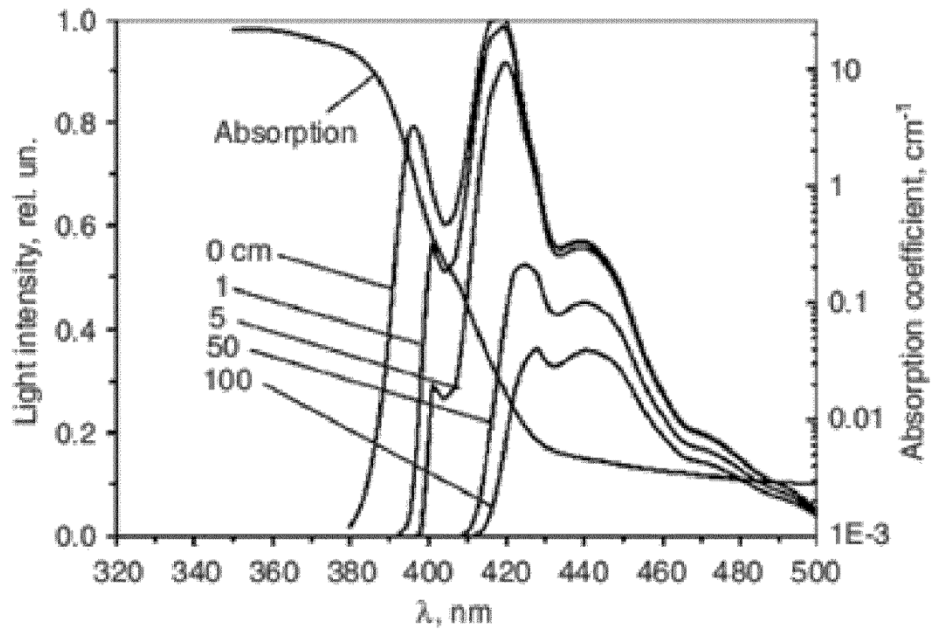


Fig. 1

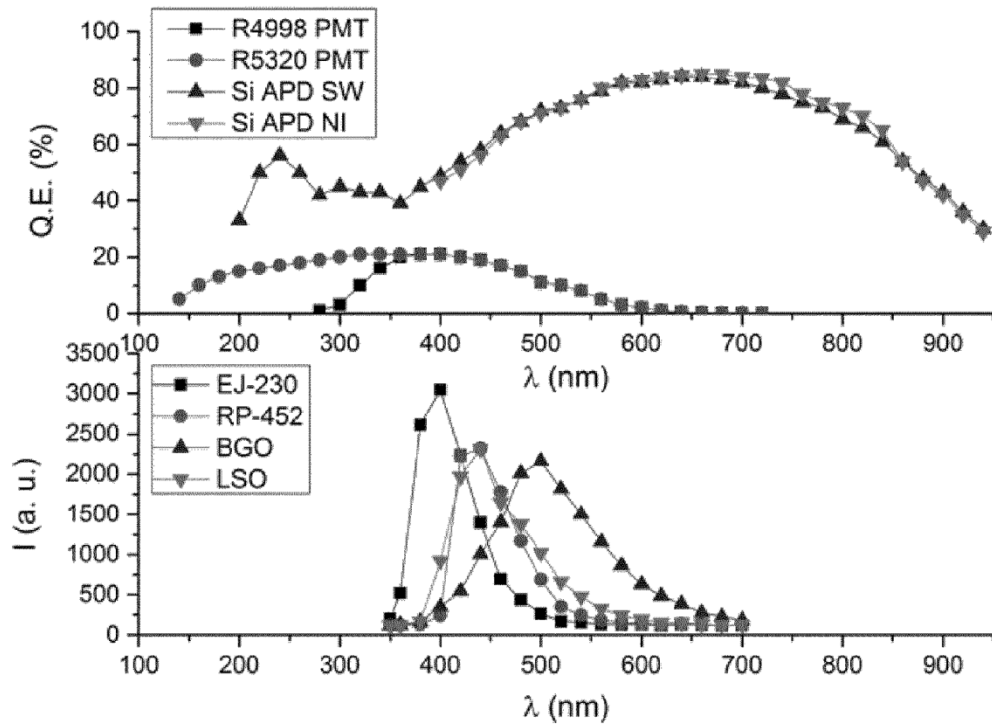


Fig. 2

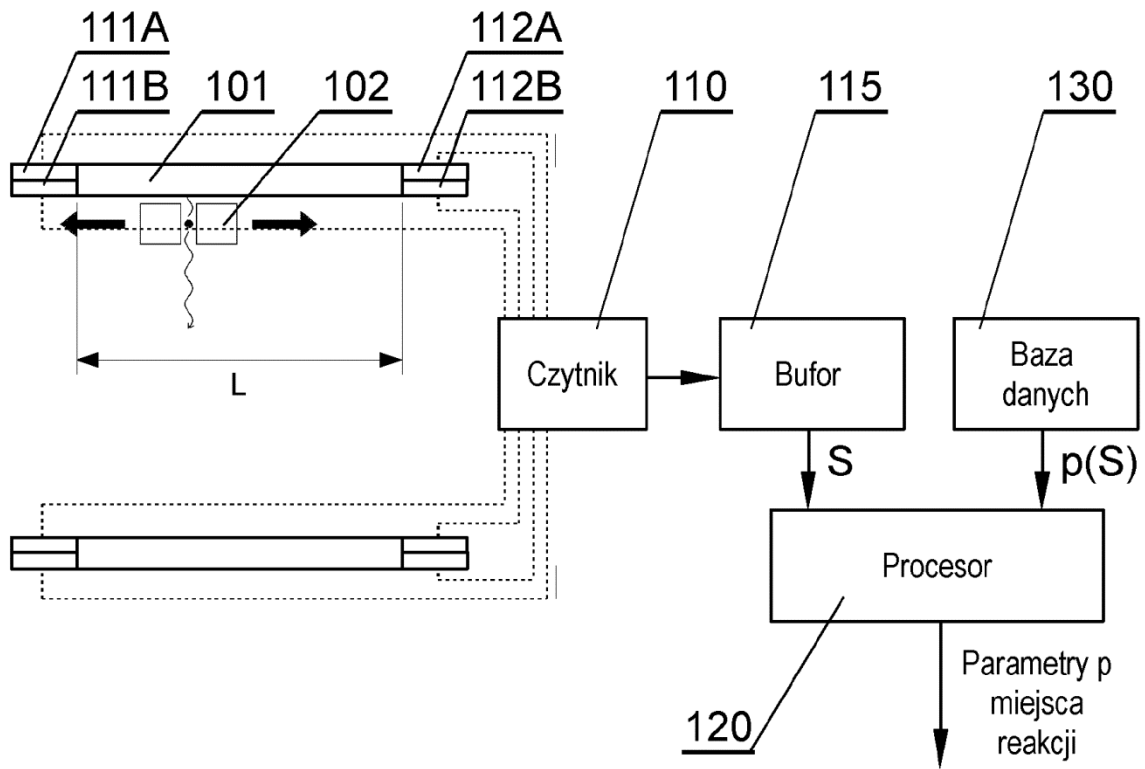


Fig. 3

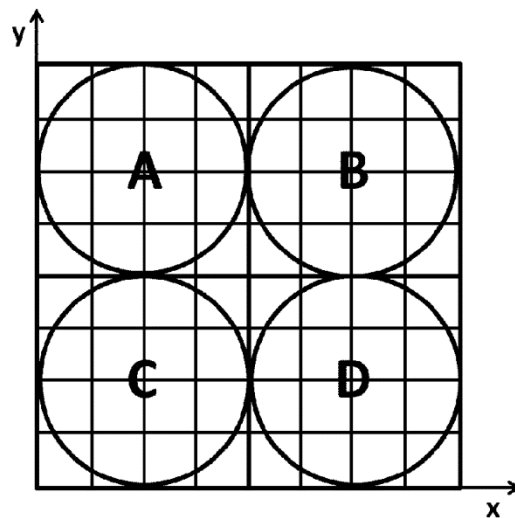


Fig. 4

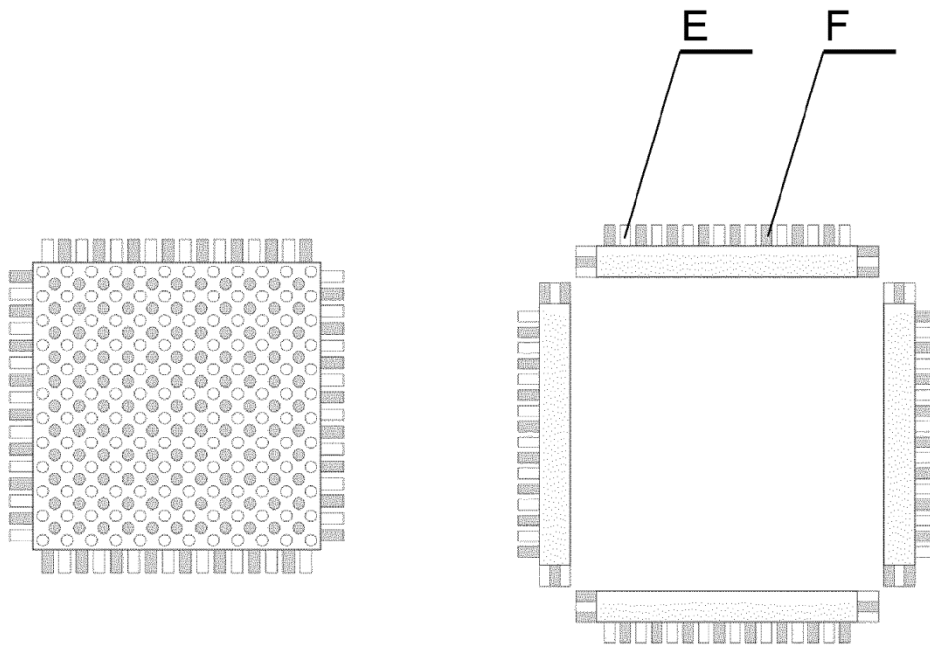


Fig. 5

