

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **228119**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **405179**

(51) Int.Cl.
G01T 1/29 (2006.01)

(22) Data zgłoszenia: **30.08.2013**

(54) **Sposób wyznaczania parametrów reakcji kwantów gamma
w detektorach scyntylacyjnych i układ do wyznaczania parametrów
reakcji kwantów gamma w detektorach scyntylacyjnych tomografów PET**

(43) Zgłoszenie ogłoszono:
02.03.2015 BUP 05/15

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:
28.02.2018 WUP 02/18

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

(72) Twórca(y) wynalazku:
PAWEŁ MOSKAL, Czułówek, PL

(74) Pełnomocnik:
recz. pat. Adam Pawłowski

PL 228119 B1

Opis wynalazku

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

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

W skład tomografu PET wchodzi urządzenie detekcyjne, wykrywające promieniowanie gamma oraz elektronika i oprogramowanie umożliwiające określenie miejsca anihilacji-pozytonu w ciele na podstawie miejsca i czasu detekcji danej pary kwantów gamma. Detektory promieniowania ułożone są zwykle w warstwy tworzące pierścień wokół pacjenta i składają się zasadniczo z materiału 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 znajdował się na linii odpowiedzi LOR – czyli na linii łączącej środki detektorów lub pomiędzy punktami w scyntylatorach paskowych, w których kwanty gamma zdeponowały energię. Współrzędne miejsca anihilacji uzyskuje się na podstawie różnicy czasów pomiędzy dotarciem kwantów gamma do detektorów leżących na dwóch końcach linii LOR. W literaturze technikę tę nazywa się metodą czasu przelotu TOF (z ang. *Time of Flight*), a tomografy PET wykorzystujące pomiar czasu nazywane są odpowiednio TOF-PET. Do zastosowania tej techniki wymagane są czasowe zdolności rozdzielcze scyntylatora 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 wyznaczone 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.

Przy stosowanych w stanie techniki sposobach wyznaczania czasu sygnałów, zmiany kształtów i amplitud sygnałów w zależności od miejsca jonizacji i ilości zdeponowanej energii stanowią ograniczenie w uzyskiwanych czasowych zdolnościach rozdzielczych. Wariacje kształtów i amplitud sygnałów są tym większe, im większy jest scyntylator.

Z wyżej wymienionych powodów w obecnym stanie techniki nieosiągalne są zdolności rozdzielcze poniżej 100 ps dla dużych bloków scyntylacyjnych. Rozdzielczość ta przekłada się także na rozdzielczość wyznaczania miejsca jonizacji. W przypadku scyntylatorów polimerowych (korzystnych w użyciu ze względu na niską cenę) amplitudy sygnałów wywoływanych przez kwanty gamma, w tym anihilacyjne kwanty gamma stosowane w pozytonowej emisyjnej tomografii, mają rozkład ciągły wynikający z reakcji kwantów gamma z elektronami przede wszystkim w wyniku zjawiska Comptona i zanedbywalnie małego prawdopodobieństwa na zajście zjawiska fotoelektrycznego. W konsekwencji, amplitudy sygnałów w scyntylatorach polimerowych zmieniają się nawet jeśli pochodzą z tego samego miejsca.

Powyżej opisane trudności obecnie stosowanych technik analizy sygnałów pokazują, że istnieje potrzeba znaczącej poprawy rozdzielczości czasowych i przestrzennych w detektorach używanych w diagnostyce medycznej wymagającej rejestrowania promieniowania jądrowego. Szczególnie duże potrzeby poprawy rozdzielczości istnieją w detektorach o dużych rozmiarach. Przykłady detektorów PET z dużymi scyntylatorami polimerowymi zostały opisane w zgłoszeniu patentowym WO 2011/008119, jak również w zgłoszeniu WO 2011/008118. Rozwiązania opisane w tych zgłoszeniach bazują na pomiarze czasu dotarcia impulsów świetlnych do brzegów detektora. Impulsy świetlne zamieniane są na impulsy elektryczne na przykład za pomocą fotopowielaczy. Kształt (rozkład liczby fotonów w funkcji czasu) i amplituda impulsu świetlnego docierającego do fotopowielacza zmienia się w zależności od odległości pomiędzy fotopowielaczem a miejscem, w którym impuls został wywołany. Dodatkowo i niezależnie od miejsca jonizacji, amplituda sygnału zmienia się w zależności od ilości energii zdeponowanej w detektorze. W konsekwencji, wariacje amplitudy i kształtu sygnałów powodują, że ani stało-poziomowe, ani stało-frakcyjne dyskryminatory, używane obecnie w stanie techniki do wyznaczania czasu impulsów, nie pozwalają na uzyskanie dobrych rozdzielczości czasowych ze względu na efekt chodzenia i efekt zmiany kształtu impulsów w scyntylatorach o dużych rozmiarach.

Celem niniejszego wynalazku jest opracowanie sposobu rekonstrukcji miejsca reakcji kwantów gamma w detektorach PET oraz rekonstrukcji różnicy pomiędzy czasami dotarcia kwantów anihilacyjnych do różnych detektorów (TOF), który nie pogarszałby przestrzennych i czasowych zdolności rozdzielczych nawet w przypadku, gdy czas nadejścia i kształt rejestrowanych impulsów mocno zmienia się w zależności od miejsca reakcji kwantu gamma w detektorze.

Przedmiotem wynalazku jest sposób wyznaczania parametrów reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylacyjnym tomografu PET, w którym sygnał mierzony w scyntylatorze przekształca się w co najmniej jednym fotopowielaczu na elektryczny sygnał pomiarowy. Uzyskuje się dostęp do bazy danych zawierającej sygnały wzorcowe (W) z przyporządkowanymi im parametrami reakcji. Porównuje się sygnał pomiarowy (S) z sygnałami wzorcowymi (W) i wybiera się sygnał wzorcowy (W) najbardziej dopasowany do sygnału pomiarowego (S), a następnie przyjmuje się parametry reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylacyjnym dla mierzonego sygnału takie, jak parametry reakcji przyporządkowane do wybranego najbardziej dopasowanego sygnału wzorcowego (W). Sygnał pomiarowy (S) oraz sygnały wzorcowe (W) są reprezentowane jako punkty (P) w uogólnionej przestrzeni pomiarowej (Ω_p), w której liczba wymiarów ($N_{\text{pomiarów}}$) jest równa sumie liczby pomiarów wykonanych dla danego kwantu gamma.

Korzystnie, współrzędne punktów (P) są ściśle uporządkowane i odpowiadają czasom przejścia sygnałów (S, W) przez odpowiednie napięcia progowe mierzone za pomocą dyskryminatorów i/lub amplitudzie lub ładunkom sygnałów (S, W).

Korzystnie, uogólniona przestrzeń pomiarowa (Ω_p) zawiera wymiary pomiaru czasu (N_i) dla zbocza narastającego sygnału (S, W) mierzonego dyskryminatorem stało-frakcyjnym oraz wymiary pomiaru czasu (N_{sn} , N_{so}) odpowiednio dla zbocza narastającego i opadającego sygnału mierzonego dyskryminatorem stało-poziomowym.

Korzystnie, wykonuje się $N_r + N_{sn} + N_{so}$ pomiarów czasu w odniesieniu do sygnału wyzwalania.

Korzystnie, sygnały wzorcowe (W) generuje się z użyciem skolimowanej wiązki kwantów gamma.

Korzystnie, w bazie danych każdemu sygnałowi wzorcowemu (W) przypisane są informacje o miejscu nakierowania skolimowanej wiązki kwantów gamma na detektor scyntylicyjny.

Korzystnie, sygnały wzorcowe (W) w bazie danych synchronizuje się tak, aby dla każdego sygnału wzorcowego (W) czas odpowiadający reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylicyjnym był taki sam, w szczególności wynosił zero.

Korzystnie, wybiera się sygnał wzorcowy (W) najbardziej dopasowany do sygnału pomiarowego (S) dokonując minimalizacji odległości między punktami reprezentującymi porównywane sygnały (S, W) w przestrzeni pomiarowej w funkcji czasu względnego między porównywanymi sygnałami (S, W).

Korzystnie, następnie wyznacza się parametr TOF jako różnicę czasów między sygnałami zmierzonymi (S) a najbardziej dopasowanymi sygnałami wzorcowymi (W).

Przedmiot wynalazku jest również układ do wyznaczania parametrów reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylicyjnym tomografu PET, w którym sygnał mierzony w scyntylicyjnym jest przetwarzany w co najmniej jednym fotopowielaczu na elektryczny sygnał pomiarowy. Układ zawiera bazę danych zawierającą sygnały wzorcowe (W) z przyporządkowanymi im parametrami reakcji i komparator przystosowany do porównywania sygnału pomiarowego (S) z sygnałami wzorcowymi (W) i wybierania sygnału wzorcowego najbardziej dopasowanego do sygnału pomiarowego (S). Sygnał pomiarowy (S) oraz sygnały wzorcowe (W) są reprezentowane jako punkty (P) w uogólnionej przestrzeni pomiarowej (Ω_p), w której liczba wymiarów ($N_{\text{pomiarów}}$) jest równa sumie liczby pomiarów wykonanych dla danego kwantu gamma.

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

Fig. 1 przedstawia schemat generowania bazy danych sygnałów wzorcowych oraz synchronizacji sygnałów w bazie danych,

Fig. 2 przedstawia schemat rekonstrukcji TOF w oparciu o zsynchronizowaną bazę danych sygnałów wzorcowych,

Fig. 3 przedstawia schematycznie tomograf paskowy TOF-PET ze skolimowaną wiązką kwantów gamma, w widoku w przekroju podłużnym.

Fig. 4 przedstawia schematycznie tomograf paskowy TOF-PET ze skolimowaną wiązką kwantów gamma, w widoku w przekroju poprzecznym.

Informacje o miejscu i czasie anihilacji pozytonu z elektronem wewnątrz pacjenta niosą dwa kwanty gamma, które rejestrowane są w detektorach scyntylicyjnych tomografu PET, przykładowo takiego jak przedstawiony schematycznie na Fig. 3 i 4. Wynikiem reakcji kwantów gamma w detektorach scyntylicyjnych 101 są impulsy świetlne, które po dotarciu do brzegu scyntylicyjnych zamieniane są na impulsy elektryczne za pomocą fotopowielaczy 103 lub innych konwerterów. Sygnały z fotopowielaczy przechodzą do elektronicznych układów odczytu (czytników) 110 umożliwiających pomiar ładunku tych sygnałów i czasów przejścia przez zadane napięcia odniesienia. Pomiar ładunków tych impulsów i czasów przejścia przez zadane napięcia odniesienia stanowi podstawę do obliczania parametrów reakcji kwantu gamma w scyntylicyjnym, takich jak miejsce i czas uderzenia kwantu gamma w detektory oraz w konsekwencji punktu anihilacji wzdłuż linii odpowiedzi LOR, które następnie stanowią podstawę do rekonstrukcji obrazu tomograficznego.

Każdy sygnał po dokonaniu pomiaru jest reprezentowany przez punkt w uogólnionej przestrzeni pomiarowej Ω_p , której liczba wymiarów jest równa liczbie pomiarów czasu i ładunku sygnałów wytworzonych w detektorach przez pojedynczy kwant gamma. Wyznaczanie miejsca i czasu uderzenia kwantu gamma w detektor polega na tym, że wyniki pomiaru sygnałów dla danego zdarzenia porównuje się w komparatorze 120 z wynikami pomiarów zapisanych w bazie danych 130 i jako parametry reakcji, przykładowo miejsce i czas uderzenia, wybiera się parametry przypisane w bazie danych 130 do impulsu, który jest najbardziej podobny do sygnału z badanego zdarzenia. Miarą podobieństwa sygnałów może być odległość między punktami, które reprezentują te sygnały w przestrzeni Ω_p . Jako miarę odległości wybiera się wielkość uwzględniającą niepewności pomiaru czasu i ładunku oraz korelacje pomiędzy wynikami pomiarów ładunku i czasów dla różnych napięć odniesienia.

W komparatorze 120 porównuje się sygnał zmierzony S w trakcie obrazowania pacjenta, reprezentowany przez punkt P, z sygnałem wzorcowym W ze zsynchronizowanej bazy danych 130 reprezentowanym przez punkt B_s, a podobieństwo mierzy się minimalizując odległość między punktami P i B_s w funkcji czasu względnego pomiędzy tymi sygnałami. Zmierzony sygnał S jest

przesyłany za pośrednictwem bufora sygnału 111 do komparatora 120. Bufor sygnału 111 może przekazywać dane do komparatora 120 w czasie rzeczywistym lub z opóźnieniem – przykładowo, tuż po zakończeniu pomiaru lub po pewnym czasie od zakończenia pomiaru (wówczas bufor 111 jest pamięcią, w której przechowywane są dane pomiarowe S).

Jako czas odpowiadający reakcji kwantu gamma, która wywołała impuls reprezentowany przez punkt P, wybiera się czas względny będący wynikiem minimalizacji odległości pomiędzy punktem P, a punktem zsynchronizowanej bazy B_{sfit}, dla którego odległość minimalna jest najmniejsza spośród wszystkich punktów z bazy danych 130. Ostatecznie miejsce uderzenia kwantu gamma w detektor 101 wyznaczone jest jako miejsce, w które nakierowana była wiązka w chwili pomiaru sygnału reprezentowanego w bazie danych 130 przez punkt B_{sfit}. Taki sposób wyznaczania miejsca i czasu zapewnia, że różnica czasów wyznaczonych dla dwóch różnych detektorów 101, które zarejestrowały kwanty gamma z tego samego aktu anihilacji, odpowiada rzeczywistej różnicy czasów (TOF) dotarcia tych kwantów do detektorów.

W niniejszym opisie następujące indeksy oznaczają:

B – punkt reprezentujący sygnał w bazie sygnałów wzorcowych;

B_s – punkt w bazie sygnałów wzorcowych zsynchronizowanych;

B_{sfit} – punkt w bazie zsynchronizowanej odpowiadający sygnałowi najbardziej podobnemu do sygnału z pomiaru.

Przyjmijmy, że każde urządzenie wykonujące pomiar ładunku i czasu przejścia sygnału przez napięcie lub frakcję odniesienia dodaje jeden wymiar w uogólnionej przestrzeni pomiarowej Ω_p . Liczba wymiarów w tej przestrzeni oznaczmy przez $N_{\text{pomiarów}} = 2x(N+N_{\text{sn}}+N_{\text{so}}+1)$, gdzie N_f – oznacza liczbę progów na dyskryminatorach stało-frakcyjnych, N_{sn} – liczbę pomiarów czasu dyskryminatorem stałopoziomowym na zboczu narastającym, a N_{so} odpowiednio na zboczu opadającym, natomiast ostatni wymiar (+1) reprezentuje pomiar ładunku. Czynniki „2” przed nawiasem odpowiada za fakt, że każdy moduł detekcyjny rejestruje dwa sygnały z obu końców paska. Zatem wynikiem pomiaru jednego kwantu gamma jest punkt P w $N_{\text{pomiarów}}$ – wymiarowej przestrzeni Ω_p , gdzie pierwsza połowa współrzędnych odpowiada pomiarom z lewej strony paska, a druga połowa odpowiada pomiarom z prawej strony paska.

Różne współrzędne punktu P i ich wzajemne relacje są w różnym stopniu czułe na zmianę amplitudy, czasu czy kształtu sygnału. Na przykład wartości $P(i)$, dla „i” z przedziału od 1 do N_f odpowiadające pomiarom czasu dyskryminatorem stało-frakcyjnym są z definicji nieczułe na amplitudę impulsu, pod warunkiem, że nie zmienia się kształt tego impulsu i oczywiście czas w którym impuls powstał. Z drugiej strony, wartości $P(i)$ dla „i” z przedziału od N_f+1 do N_f+N_{sn} , zależą od amplitudy sygnału nawet jeśli kształt i czas, w którym powstały się nie zmieniają. Jest to wynikiem tak zwanego efektu chodzenia czasu (ang. *time walk*). Ponadto, różnica pomiędzy wartościami $P(i) - P(i+N_f+N_{\text{sn}}+N_{\text{so}}+1)$, czyli różnica czasu zmierzona dla danego napięcia odniesienia pomiędzy sygnałami z dwu stron paska jest mocno uzależniona od miejsca, w którym został zarejestrowany kwant gamma. Miejsce uderzenia odzwierciedla się w różnicy czasów dotarcia sygnałów do naprzeciwległych krańców paska, czyli w różnicach $P(i) - P(i+N_f+N_{\text{sn}}+N_{\text{so}}+1)$, dla „i” z przedziału od 1 do $N_f+N_{\text{sn}}+N_{\text{so}}$ oraz w kształcie sygnału, który także zależy od odległości miejsca reakcji od fotonowielacza, co przekłada się na relację między na przykład $P(i) - P(j)$ dla „i” oraz „j” z przedziału od 1 do N_f , oraz dla „i” oraz „j” z przedziału od (N_f+1) do $(N_f+N_{\text{sn}}+N_{\text{so}})$. Zatem punkt P informuje o miejscu uderzenia kwantu gamma, energii zdeponowanej oraz czasie uderzenia kwantu gamma. Czasy $P(i)$ są liczone względem czasu sygnału wyzwającego, dlatego też tylko różnice $P(i) - P(j)$ między współrzędnymi danego punktu oraz różnice między współrzędnymi punktów reprezentujących pomiary z różnych modułów detekcyjnych mogą być interpretowane jako rzeczywiste różnice czasu.

Punkt P zawiera informacje o pomiarach sygnałów z obu stron paska. Pierwsze $(N_f+N_{\text{sn}}+N_{\text{so}}+1)$ współrzędnych odpowiada sygnałowi z jednej strony paska, a kolejne $(N_f+N_{\text{sn}}+N_{\text{so}}+1)$ współrzędnych odpowiada sygnałowi z drugiej strony paska. Indeksy „i” oraz „j” oznaczają dowolną i-tą oraz dowolną j-tą współrzędną punktu P, to znaczy dwie dowolne współrzędne. Analizować można pomiary czasu dla różnych napięć lub frakcji z jednej strony, albo jedne pomiary z jednej strony, a drugie pomiary z drugiej strony paska. W każdym przypadku tylko różnica ma sens fizyczny, zarówno jeśli chodzi o pomiary czasu dla różnych napięć tego samego sygnału czy też dla różnych sygnałów.

Dane zdarzenie, odpowiadające pomiarowi dwóch kwantów anihilacyjnych, reprezentowane jest w przestrzeni Ω_p przez dwa punkty P_a i P_b , reprezentujące wyniki pomiarów sygnałów wywołanych przez kwanty anihilacyjne w detektorach a i b:

$$Pa(1) = t_{\text{lewy1_a}},$$

...

$$Pa(N_r + N_{sn} + N_{so} + 1) = Q_{\text{lewy_a}}$$

...

$$Pa(N_{\text{pomiarów}}) = Q_{\text{prawy_a}}$$

gdzie $Pa(1)$ to pierwsza współrzędna punktu Pa reprezentująca czas zmierzony na pierwszym proggu z lewej strony, a składowa $(N_r + N_{sn} + N_{so} + 1)$ to ładunek sygnału zmierzonego z lewej strony paska „a”, „t” oznacza czas, a „Q” oznacza ładunek.

Przy czym będący wynikiem pomiaru $P(i)$ można zapisać jako:

$$P(i) = t_{\text{przejścia_i}} + t_{\text{opóźnienie_i}} - t_{\text{wyzwalania}},$$

gdzie $t_{\text{wyzwalania}}$ przyjmuje tę samą wartość dla każdego i , $t_{\text{przejścia_i}}$ oznacza czas, w którym sygnał przekracza napięcie odniesienia na dyskryminatorze odpowiadającym i -temu wymiarowi w przestrzeni Ω_p , a $t_{\text{opóźnienie_i}}$ to stała podlegająca wycechowaniu, która oznacza czas jaki upłynął do chwili pomiaru od chwili, w której sygnał przekroczyłby napięcie odniesienia, gdyby pomiar został wykonany na brzegu scyntylatora bez opóźnień powodowanych transmisją w fotopowielaczu, kablach i elektronice.

Wyniki pomiaru sygnałów dla danego zdarzenia porównuje się z wynikami pomiarów zapisanych w bazie danych 130 i jako parametry reakcji, przykładowo miejsce i czas uderzenia, wybiera się te parametry, które są przypisane w bazie danych 130 do impulsu, który jest najbardziej podobny do sygnału z badanego zdarzenia. Miarą podobieństwa sygnałów jest odległość między punktami, które reprezentują te sygnały w przestrzeni Ω_p . Zatem, aby określić miejsce i czas reakcji kwantu gamma na przykład w pasku „a”, przeszukuje się zsynchronizowaną bazę danych w celu znalezienie w niej punktu B_{fit} , który jest najbliższym punktu P_a .

Pomiary, a w konsekwencji współrzędne punktów w przestrzeni Ω_p , obarczone są niepewnościami, które mogą być ze sobą skorelowane. Niepewności te opisuje macierz kowariancji, którą należy wyznaczyć dla każdego modułu detekcyjnego. Macierz odwrotna do macierzy kowariancji stanowi metrykę w przestrzeni Ω_p pozwalającą wyznaczać odległości pomiędzy punktami w tej przestrzeni. Tak obliczana odległość, uwzględniająca niepewności pomiarowe oraz korelacje pomiędzy pomiarami poszczególnych współrzędnych punktów, znana jest w literaturze pod nazwą odległości Mahalanobisa. W ogólności, miarę odległości pomiędzy punktami, czyli miarę podobieństwa pomiędzy sygnałami, które te punkty reprezentują, można zdefiniować na wiele sposobów. Miarą podobieństwa może być na przykład:

- (i) maksymalna wartość prawdopodobieństwa tego, że sygnały porównywane są takie same (jeśli do określania podobieństwa użyjemy metody największej wiarygodności i wyznaczonych wcześniej rozkładów gęstości prawdopodobieństwa niepewności pomiarowych),
- (ii) w przypadku użycia metody najmniejszych kwadratów będzie to minimalna wartość Chi-kwadrat ($X^2 \text{ min}$), lub
- (iii) minimalna odległość Hausdorffa, jeśli zastosujemy metodę Hausdorffa etc.

Fig. 1 przedstawia schemat generowania sygnałów bazy danych oraz synchronizacji sygnałów w bazie danych 130. Część I przedstawia różne miejsca dotarcia kwantu gamma do paska detektora z fotopowielaczami lewym L i prawym P. Część II przedstawia odczytane sygnały dla odpowiednich im miejsc z części I przed synchronizacją, a część III po synchronizacji. Zbiór punktów B z przestrzeni Ω_p reprezentujący sygnały stanowiące bazę danych do rekonstrukcji nie jest zsynchronizowany. Współrzędne punktów B odpowiadają czasom przejścia sygnałów przez napięcia progowe dyskryminatorów, ale czasy te są obliczone w odniesieniu do czasu wytworzenia impulsu wyzwalającego zapis danych. W tomografach PET używanych w stanie techniki czasy impulsów wyzwalających zapisywanie sygnałów od kolejnych aktów anihilacji nie są ze sobą powiązane. Dlatego wartości bezwzględne współrzędnych punktów B w bazie danych nie mają znaczenia fizycznego. Informacja o miejscu uderzenia kwantu gamma w detektor zawarta jest wyłącznie w różnicach między współrzędnymi punktu B. Natomiast różnice czasów pomiędzy współrzędnymi z różnych punktów bazy danych nie niosą użytecznej informacji. Kilka przykładowych sygnałów z bazy danych pokazane jest w części II na Fig. 1. Celem procedury synchronizującej sygnały w bazie danych jest takie ich przesunięcie w czasie, aby moment reakcji kwantu gamma w detektorze stanowił początek odliczania czasu, co uwidocznione jest w części III na Fig. 1. Czas, w którym kwant gamma zareagował w detektorze w stosunku do czasu nadejścia impulsu wyzwalającego wyznacza średnia $(t_L + t_P)/2$, gdzie t_L oznacza początek sygnału z lewego fotopowielacza, a t_P z prawego fotopowielacza. Początki lewego i prawego sygnału dla po-

miaru reprezentowanego przez punkt B wyznaczamy w oparciu o współrzędne tego punktu dopasowując do nich funkcję parametryzującą kształty sygnałów na zboczu narastającym. Synchronizacja bazy danych polega na takim przesunięciu punktu B do punktu B_s ($B_s(i) = B(i) + t_{\text{synch}}$, $i=1, N_{\text{pomiarów}}$), poprzez dobranie wartości t_{synch} , by po transformacji $t_L + t_P = 0$.

Wartość t_{synch} należy wyznaczyć dla każdego punktu bazy danych osobno. Przykładowo, dla danego sygnału z bazy danych, reprezentowanego przez punkt B, można obliczyć początek sygnału z lewego fotopowielacza (t_L) i początek sygnału z prawego fotopowielacza (t_P), a następnie obliczyć t_{synch} jako:

$$t_{\text{synch}} = -(t_L + t_P)/2$$

Powyżej opisana synchronizacja bazy danych, charakterystyczna dla niniejszego wynalazku, pozwala na wyznaczanie nie tylko LOR, ale także TOF.

Aby porównać sygnał z pomiaru wykonanego w trakcie obrazowania pacjenta reprezentowany przez punkt P z sygnałem ze zsynchronizowanej bazy danych reprezentowanym przez punkt B_s należy dokonać minimalizacji odległości między punktami P i B_s wariując czasem względnym pomiędzy bazą danych, a danymi z wykonanego obrazowania pacjenta. Oznacza to, że wyrażamy na przykład odległość Mahalanobisa między punktami P i B_s w funkcji czasu t_{rel} , który jest parametrem dopasowania: $\text{Mahalanobis}(P + T_{\text{rel}}, B_s)$, gdzie $T_{\text{rel}} = (t_{\text{rel}}, \dots, t_{\text{rel}})$. Dla każdego punktu B_s bazy danych obliczamy $\min(\text{Mahalanobis})$ względem t_{rel} , a następnie jako punkt B_{fit} w bazie danych będący najbliższym punktu P wybieramy ten, dla którego wartość $\min(\text{Mahalanobis}(P + T_{\text{rel}}, B_{\text{fit}}))$ jest najmniejsza. Ostatecznie miejsce uderzenia kwantu gamma w detektor wyznaczamy jako miejsce, w które nakierowana była wiązka w chwili pomiaru sygnału reprezentowanego w bazie danych przez punkt B_{fit} , natomiast jako czas reakcji kwantu gamma w detektorze wybieramy czas t_{rel} dla którego $\text{Mahalanobis}(P + T_{\text{rel}}, B_{\text{fit}})$ przyjmuje wartość minimalną. Taki wybór czasu jest cechą znamioną tego wynalazku i zapewnia, że różnica czasów t_{rel} wyznaczonych dla dwóch różnych detektorów, które zarejestrowały kwanty gamma z tego samego aktu anihilacji, odpowiada rzeczywistej różnicy czasów (TOF) dotarcia tych kwantów do detektorów.

Fig. 2 przedstawia schemat rekonstrukcji TOF w oparciu o zsynchronizowaną bazę danych sygnałów wzorcowych. Załóżmy, że kwanty gamma zostały zarejestrowane w detektorach A i B. Wtedy, t_A : czas reakcji kwantu gamma w detektorze A w stosunku do czasu sygnału wyzwalającego można obliczyć jako

$$t_A = (t_{AL} + t_{AP})/2$$

i analogicznie

$$t_B = (t_{BL} + t_{BP})/2,$$

gdzie t_{AL} oznacza czas początku sygnału z lewej strony detektora A w stosunku do czasu sygnału wyzwalającego, a t_{AP} , t_{BL} i t_{BP} odpowiednie czasy początków sygnałów z prawej strony detektora A oraz lewej i prawej strony detektora B. Linia ciągłą na Fig. 2 pokazane są na osi czasu impulsy z lewej i prawej strony detektorów A i B dla przykładowego zdarzenia, gdzie anihilacja zaszła w odległości Δx od środka linii LOR. Natomiast linią przerywaną przedstawione są impulsy ze zsynchronizowanej bazy danych, najbardziej podobne do impulsów zarejestrowanych w detektorach A i B czyli impulsy odnalezione przez procedurę rekonstrukcji. Z Figury 2 jasno wynika, że stosując metodę obliczania t_{rel} , w oparciu o zsynchronizowane sygnały bazy danych otrzymujemy

$$t_{\text{rel}_A} = t_A + t_{\text{wyzwalania}}$$

oraz

$$t_{\text{rel}_B} = t_B + t_{\text{wyzwalania}},$$

a zatem

$$t_{\text{rel}_B} - t_{\text{rel}_A} = t_B - t_A,$$

Natomiast $(t_B - t_A)$ jest różnicą między czasami dotarcia kwantów anihilacyjnych do detektorów A i B, czyli TOF, a zatem

$$t_{\text{rel}_B} - t_{\text{rel}_A} = \text{TOF}$$

niezależnie od czasu nadejścia sygnału wyzwalającego.

Fig. 3 i 4 przedstawiają tomograf paskowy TOF-PET ze skolimowaną wiązką kwantów gamma. Obraz tomograficzny rekonstruowany jest na podstawie wyznaczonego zbioru linii odpowiedzi (LOR) oraz różnic czasów dotarcia kwantów anihilacyjnych do detektorów (TOF). Aby wyznaczyć linie odpowiedzi LOR oraz TOF, dla danego zdarzenia musimy wyznaczyć miejsce i czas reakcji kwantu gamma w detektorach. W tym celu tworzymy bazę danych z sygnałami skanując pasek 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 naświetlenia. 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. Tak wytworzona i zsynchronizowana baza impulsów, stanowi zbiór punktów bazowych B w przestrzeni Ω_p .

Metoda może być wykorzystana w tomografach PET, w których sygnały są próbkowane na przykład w dziedzinie napięć przy użyciu wieloprogowych dyskryminatorów.

Zastrzeżenia patentowe

1. Sposób wyznaczania parametrów reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylicyjnym tomografu PET, w którym sygnał mierzony w scyntylicyjnym przekształca się w co najmniej jednym fopowielaczu na elektryczny sygnał pomiarowy, **znamienny tym**, że:
 - uzyskuje się dostęp do bazy danych (130) zawierającej sygnały wzorcowe (W) z przyporządkowanymi im parametrami reakcji,
 - porównuje się sygnał pomiarowy (S) z sygnałami wzorcowymi (W) i wybiera się sygnał wzorcowy (W) najbardziej dopasowany do sygnału pomiarowego (S),
 - a następnie przyjmuje się parametry reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylicyjnym (101) dla mierzonego sygnału takie, jak parametry reakcji przyporządkowane do wybranego najbardziej dopasowanego sygnału wzorcowego (W),
 - przy czym sygnał pomiarowy (S) oraz sygnały wzorcowe (W) są reprezentowane jako punkty (P) w uogólnionej przestrzeni pomiarowej (Ω_p), w której liczba wymiarów ($N_{\text{pomiarów}}$) jest równa sumie liczby pomiarów wykonanych dla danego kwantu gamma.
2. Sposób według zastrz. 1, w którym współrzędne punktów (P) są ściśle uporządkowane i odpowiadają czasom przejścia sygnałów (S, W) przez odpowiednie napięcia progowe mierzone za pomocą dyskryminatorów i/lub amplitudzie lub ładunkom sygnałów (S, W).
3. Sposób według zastrz. 1, w którym uogólniona przestrzeń pomiarowa (Ω_p) zawiera wymiary pomiaru czasu (N_t) dla zbocza narastającego sygnału (S, W) mierzonego dyskryminatorem stało-frakcyjnym oraz wymiary pomiaru czasu (N_{sn} , N_{so}) odpowiednio dla zbocza narastającego i opadającego sygnału mierzonego dyskryminatorem stało-poziomym.
4. Sposób według zastrz. 1, w którym wykonuje się $N_t + N_{sn} + N_{so}$ pomiarów czasu w odniesieniu do sygnału wyzwania.
5. Sposób według zastrz. 1, w którym sygnały wzorcowe (W) generuje się z użyciem skolimowanej wiązki kwantów gamma.
6. Sposób według zastrz. 5, w którym w bazie danych (130) każdemu sygnałowi wzorcowemu (W) przypisane są informacje o miejscu nakierowania skolimowanej wiązki kwantów gamma na detektor scyntylicyjny (101).
7. Sposób według zastrz. 1, w którym sygnały wzorcowe (W) w bazie danych (130) synchronizuje się tak, aby dla każdego sygnału wzorcowego (W) czas odpowiadający reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylicyjnym (101) był taki sam, w szczególności wynosił zero.
8. Sposób według zastrz. 1, w którym wybiera się sygnał wzorcowy (W) najbardziej dopasowany do sygnału pomiarowego (S) dokonując minimalizacji odległości między punktami reprezentującymi porównywane sygnały (S, W) w przestrzeni pomiarowej w funkcji czasu względnego między porównywanymi sygnałami (S, W).
9. Sposób według zastrzeżeń 7 lub 8, w którym następnie wyznacza się parametr TOF jako różnicę czasów między sygnałami zmierzonymi (S) a najbardziej dopasowanymi sygnałami wzorcowymi (W).

10. Układ do wyznaczania parametrów reakcji kwantu gamma w detektorze scyntylacyjnym tomografu PET, w którym sygnał mierzony w scyntylatorze jest przekształcany w co najmniej jednym fotopowielaczu na elektryczny sygnał pomiarowy, **znamienny tym**, że układ zawiera:
- bazę danych (130) zawierającą sygnały wzorcowe (W) z przyporządkowanymi im parametrami reakcji,
 - komparator (120) przystosowany do porównywania sygnału pomiarowego (S) z sygnałami wzorcowymi (W) i wybierania sygnału wzorcowego najbardziej dopasowanego do sygnału pomiarowego (S),
 - przy czym sygnał pomiarowy (S) oraz sygnały wzorcowe (W) są reprezentowane jako punkty (P) w uogólnionej przestrzeni pomiarowej (Ω_p), w której liczba wymiarów ($N_{\text{pomiarów}}$) jest równa sumie liczby pomiarów wykonanych dla danego kwantu gamma.

Rysunki

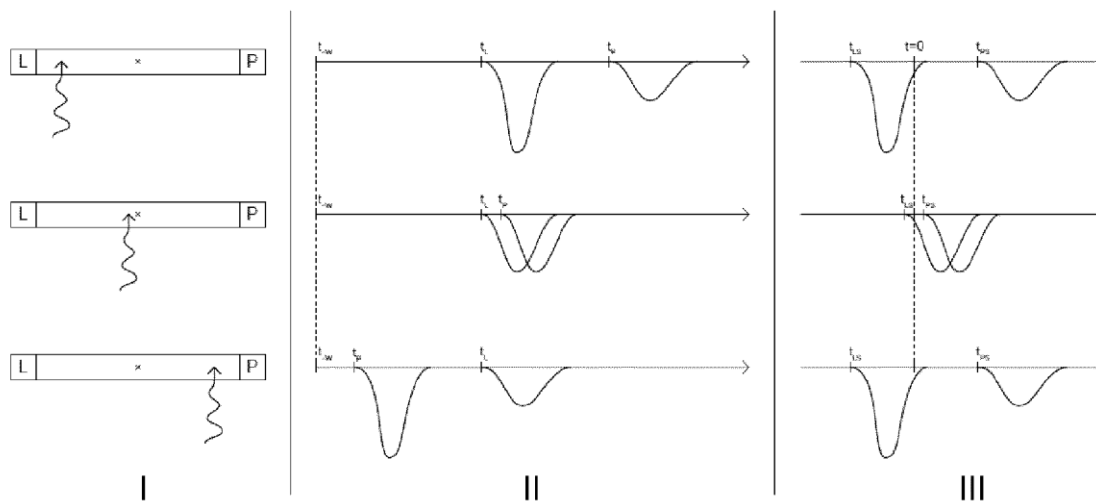


Fig. 1

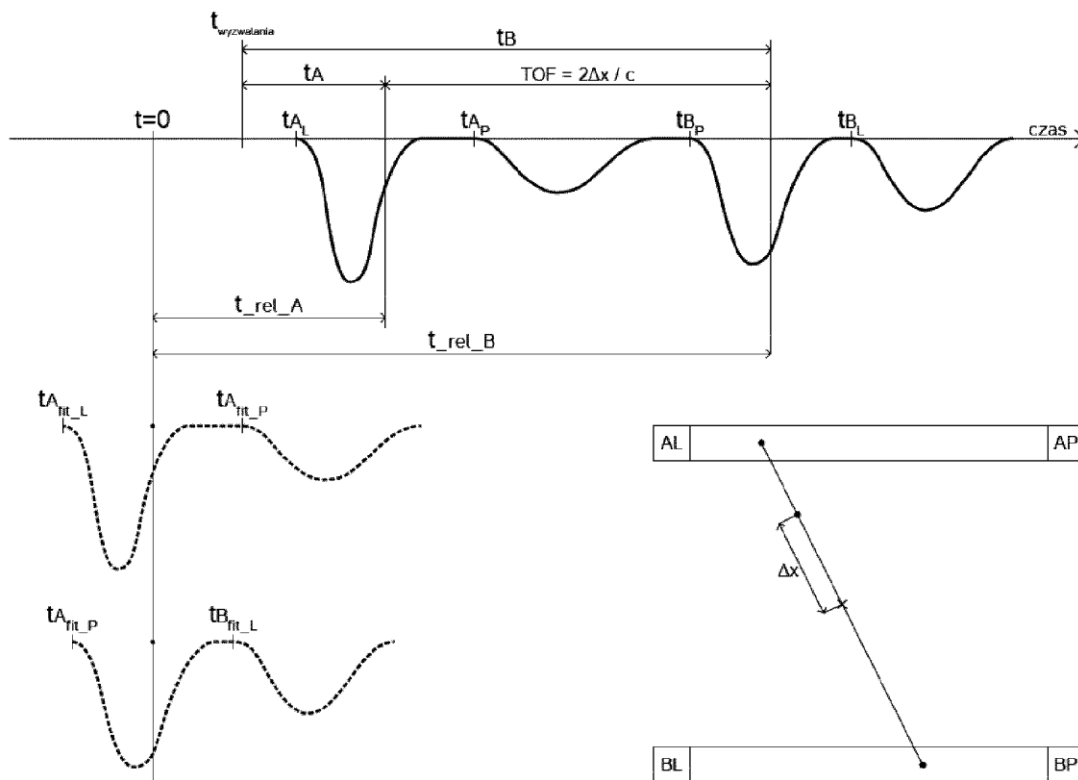


Fig. 2

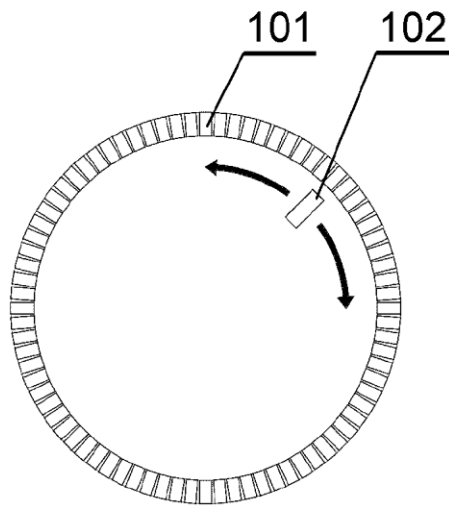


Fig. 3

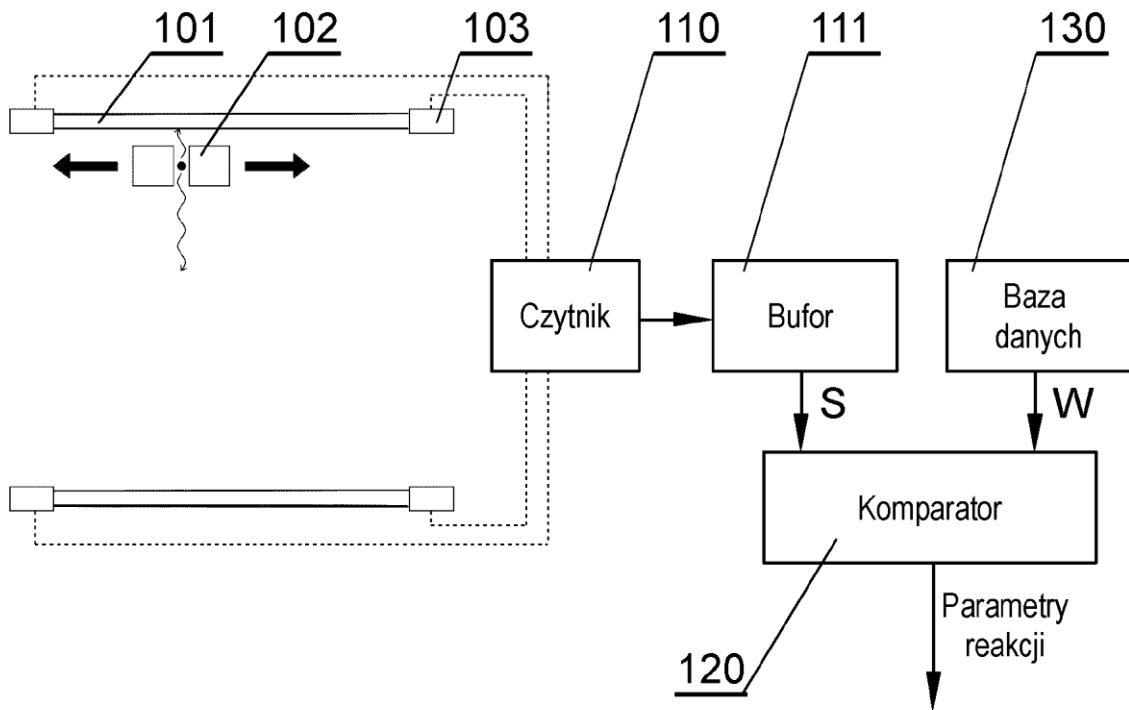


Fig. 4

