

RZECZPOSPOLITA  
POLSKA



Urząd Patentowy  
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **227660**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **405187**

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

(22) Data zgłoszenia: **30.08.2013**

---

(54) **Sposób wyznaczania parametrów reakcji kwantu gamma  
w scyntylatorze 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**

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

---

**PL 227660 B1**

## Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest sposób wyznaczania parametrów reakcji kwantu gamma w scyntylatorze.

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 urządzenia 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.

Impulsy świetlne ze scyntylatora mogą być zamieniane na impulsy elektryczne z wykorzystaniem fotopowielaczy lub fotodiod. Sygnały elektryczne z konwerterów niosą informacje o miejscu i czasie zarejestrowania kwantów anihilacyjnych oraz energii przez nie zdeponowanej.

Podstawowymi elementami układu przetwarzającego sygnały w detektorach promieniowania są dyskryminatory stało-poziomowe (ang. *Leading Edge Discriminator*) i dyskryminatory stało-frakcyjne

(ang. *Constant Fraction Discriminator*), które w połączeniu z konwerterami cyfrowymi TDC (ang. *Time-to-Digital Converter*) umożliwiają pomiar czasu, w którym sygnały elektryczne z tych detektorów przekraczają zadane napięcie odniesienia lub zadaną frakcję amplitudy sygnału. Dyskryminatory takie zbudowane są na bazie standardowych elementów elektronicznych i składają się między innymi ze źródła prądowego, przedwzmacniacza prądowego, komparatora, układu kształtowania, kondensatorów, oporników, diod, tranzystorów i linii transmisyjnych. Jeśli sygnał z detektora jest większy niż napięcie progowe ustawione na dyskryminatorze, to na wyjściu dyskryminatora pojawia się sygnał logiczny niosący informacje o czasie zarejestrowania kwantu gamma. Ładunek mierzony jest natomiast za pomocą konwerterów ADC (ang. *Analog-to-Digital Converter*).

Rozdzielczości czasowe w przypadku dyskryminatorów stało-poziomowych i stało-frakcyjnych są ograniczone zależnością odpowiedzi tych dyskryminatorów od kształtu sygnałów, a w przypadku dyskryminatorów stało-poziomowych – także od amplitudy sygnałów wejściowych. Czas wyznaczany przy użyciu dyskryminatorów stało-poziomowych, ze względu na tzw. efekt chodzenia (ang. *Time Walk*) zmienia się wraz z amplitudą sygnału. Efekt ten może być do pewnego stopnia korygowany, jeśli jednocześnie mierzony jest ładunek lub amplituda sygnału. Natomiast w przypadku dyskryminatorów stało-frakcyjnych czas, w którym sygnał przekracza ustaloną frakcję amplitudy, zasadniczo nie zależy od amplitudy, ale zmienia się w zależności od kształtu sygnału (czyli rozkładu liczby fotonów w funkcji czasu).

Sygnały logiczne z dyskryminatorów są przetwarzane przez system wyzwalania, w którym podlegają one ciągłemu procesowi operacji logicznych. Wynikiem tych operacji jest sygnał logiczny niosący informacje o tym, czy zarejestrowane zdarzenie powinno podlegać dalszej obróbce elektronicznej. Ciągi operacji logicznych dobierane są w zależności od rodzaju detektorów, konfiguracji modułów oraz częstości rejestrowanych zdarzeń i ich głównym celem jest odrzucenie sygnałów nieprzydatnych przy rekonstrukcji obrazu, a tym samym zminimalizowanie czasu martwego systemu akwizycji, a także czasu koniecznego do obróbki danych i rekonstrukcji obrazu.

W publikacjach zgłoszeń patentowych WO2011/008119 oraz WO2011/008118 opisano różne aspekty związane z tomografiami PET, które mogą mieć istotne znaczenie dla zrozumienia niniejszego opisu, a w szczególności sposób wyznaczania miejsca jonizacji na podstawie rozkładu czasu lub amplitud sygnałów mierzonych w różnych miejscach wokół scyntylatora. Rozwiązania opisane w powyższych publikacjach patentowych bazują na pomiarze czasu dotarcia impulsów świetlnych do brzegów detektora. 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. Ograniczenia w uzyskiwanej rozdzielczości, w przypadku reakcji w wyniku efektu Comptona wynikają z faktu, że amplituda sygnałów elektrycznych wytwarzanych przez fotopowielacze zależy od dwóch niewiadomych: od odległości między miejscem jonizacji a fotopowielaczem oraz od energii zdeponowanej przez kwant gamma. Opisane powyżej efekty mają wpływ na pogarszanie rozdzielczości czasowej i przestrzennej także w przypadku monoenergetycznych rozkładów start energii występujących na przykład w przypadku efektu fotoelektrycznego.

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.

Jednym z rozwijanych sposobów poprawy jest ciągłe próbkowanie sygnałów analogowych w dziedzinie czasowej. Obecne znane w stanie techniki ciągłe próbkowanie odnosi się do trybu działania konwertera ADC, który zbiera określoną liczbę próbek sygnału analogowego w określonych odstępach czasu. Metoda ta jednak nie daje poprawy rezultatów w przypadku sygnałów szybkich pochodzących ze scyntylatorów polimerowych, których czas zaniku i czas narastania jest rzędu 1 ns.

Częstości próbkowania możliwe w praktyce do zastosowania w urządzeniach z dużą liczbą detektorów są rzędu 100 MHz (Flash ADC). Taka częstotliwość próbkowania odpowiada interwałom czasowym pomiędzy kolejnymi próbkami wynoszącym 10 ns, czyli porównywalnym z czasem trwania całego sygnału. Zatem, nawet częstości próbkowania o rząd wielkości większe byłyby niewystarczające do analizy sygnałów ze scyntylatorów polimerowych.

Celem obecnego wynalazku jest opracowanie detektora i sposobu wyznaczania miejsca i czasu jonizacji w polimerowych scyntylatorach o dużych rozmiarach, który charakteryzowałby się tym, że do wyznaczenia tych parametrów wystarczy sygnał z jednego fotopowielacza oraz który w przypadku użycia większej liczby fotopowielaczy pozwalałby na uzyskiwanie zdolności rozdzielczych czasowych i przestrzennych lepszych niż w rozwiązaniach znanych obecnie w stanie techniki. W ogólności sposób opisany w tym wynalazku pozwala także na wyznaczenie czasu interakcji, odległości między miejscem interakcji a konwerterem, oraz energii zdeponowanej przez kwanty gamma w detektorach polimerowych o dużych rozmiarach nawet przy użyciu pojedynczego fotopowielacza, co nie jest możliwe przy zastosowaniu rozwiązań obecnie znanych w stanie techniki.

Przedmiotem wynalazku jest sposób wyznaczania parametrów reakcji kwantu gamma w scyntylatorze tomografu PET, gdzie sygnał mierzony w scyntylatorze przekształca się w co najmniej jednym konwerterze na elektryczny sygnał pomiarowy. Uzyskuje się dostęp do pamięci parametrów wzorcowych zawierającej wzorce ( $W$ ) w układach reprezentacji sygnału czas – napięcie ( $W_{t-v}$ ) i czas – frakcje amplitudy ( $W_{t-f}$ ) z przyporządkowanymi im parametrami reakcji. Próbkuje się sygnał elektryczny ( $S$ ) z pomiaru w układach reprezentacji sygnału czas – napięcie ( $P_{t-v}$ ) i czas – frakcje amplitudy ( $P_{t-f}$ ). Porównuje się wyniki próbkowania ( $P_{t-v1}$ ,  $P_{t-f}$ ) sygnału elektrycznego ( $S$ ) z wzorcami ( $W_{t-v}$ ,  $W_{t-f}$ ) i wybiera się parametry kształtu wzorca ( $W$ ), tak by wzorec  $W$  był najbardziej dopasowany do wyników próbkowania ( $P_{t-v}$ ,  $P_{t-f}$ ) sygnału elektrycznego ( $S$ ), a następnie przyjmuje się parametry reakcji kwantu gamma w scyntylatorze dla mierzonego sygnału ( $S$ ) na podstawie uprzednio wycechowanych funkcji określających wartości parametrów kształtu sygnału w zależności od parametrów reakcji kwantu gamma w scyntylatorze.

Korzystnie, do próbkowania w układach czas – napięcie i czas – frakcje amplitudy wykorzystuje się wieloprogowy dyskryminator stało-poziomowy i wieloprogowy dyskryminator stało-frakcyjny.

Korzystnie, parametry reakcji kwantu gamma obejmują energię zdeponowaną w scyntylatorze oraz miejsce i czas reakcji.

Korzystnie, miarę dopasowania określa się na podstawie minimalnej wartości Chi-kwadrat ( $\chi^2_{\min}$ ).

Przedmiotem wynalazku jest również układ do wyznaczania parametrów reakcji kwantu gamma w scyntylatorze tomografu PET, gdzie sygnał mierzony w scyntylatorze jest przekształcany w co najmniej jednym konwerterze na elektryczny sygnał pomiarowy ( $S$ ). Układ zawiera pamięć parametrów wzorcowych zawierającą wzorce ( $W$ ) w układach reprezentacji sygnału czas – napięcie ( $W_{t-v}$ ) i czas – frakcje amplitudy ( $W_{t-f}$ ) z przyporządkowanymi im parametrami reakcji. Ponadto, układ zawiera wieloprogowy dyskryminator stało-poziomowy przystosowany do próbkowania sygnału elektrycznego ( $S$ ) w układzie reprezentacji sygnału czas – napięcie ( $P_{t-v}$ ). Układ zawiera również wieloprogowy dyskryminator stało-frakcyjny przystosowany do próbkowania sygnału elektrycznego ( $S$ ) w układzie reprezentacji sygnału czas – frakcje amplitudy ( $P_{t-f}$ ). Ponadto, układ zawiera komparator przystosowany do porównywania wyników próbkowania ( $P_{t-v}$ ,  $P_{t-f}$ ) sygnału elektrycznego ( $S$ ) z wzorcami ( $W_{t-v}$ ,  $W_{t-f}$ ) i wybierania parametrów określających kształt wzorca ( $W$ ) najbardziej dopasowanego do wyników próbkowania ( $P_{t-v1}$ ,  $P_{t-f}$ ) sygnału elektrycznego ( $S$ ) oraz przystosowanego do wyznaczania parametrów reakcji kwantu gamma w scyntylatorze na podstawie uprzednio wycechowanych funkcji określających wartości parametrów kształtu sygnału w zależności od parametrów reakcji kwantu gamma w scyntylatorze.

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

Fig. 1 przedstawia schemat przykładowego układu detekcyjnego według wynalazku.

Fig. 2A, 2B przedstawiają próbkowanie w dziedzinie napięć oraz frakcji amplitud.

Fig. 3A–3D przedstawiają porównanie efektów próbkowania w dziedzinie napięć oraz frakcji amplitud.

Fig. 4 przedstawia wpływ odległości miejsca reakcji od konwertera na przebieg sygnału.

Fig. 5 przedstawia przykład detektora paskowego według wynalazku.

Fig. 6 przedstawia przykład odpowiedzi detektora dla trzech różnych miejsc reakcji kwantu gamma w scyntylatorze.

Fig. 1 przedstawia schemat układu detekcyjnego. Układ zawiera scyntylator 1 i konwerter 2 zamieniający impulsy świetlne ze scyntylatora na sygnały elektryczne S. Sygnały elektryczne S są podawane na wielofrakcyjny dyskryminator stało-frakcyjny 3 i wieloprogowy dyskryminator stało-poziomowy 4. Dyskryminacja sygnałów odbywa się zgodnie z sygnałem wyzwalania generowanym przez system wyzwalania 5. Ponadto układ zawiera konwerter cyfrowy TDC 6, konwerter ADC 7 oraz komputer 12 zawierający zespół ustawiania progów i odczytu danych 8, który ustawia progi na dyskryminatorach 3, 4 oraz odczytuje dane dostarczone z konwertera cyfrowego TDC 6, jak i konwertera ADC 7. Komputer 12 zawiera ponadto komparator 9, który zbiera informacje z zespołu ustawiania progów i odczytu danych 8 oraz z pamięci parametrów wzorcowych 10 i porównuje je ze sobą, co pozwala na określenie podobieństwa i w rezultacie otrzymanie parametrów 20. Cały proces zostanie bardziej szczegółowo opisany poniżej.

Fig. 2A przedstawia próbkowanie sygnału w dziedzinie napięć wieloprogowym (n-progowym) dyskryminatorem stało-poziomowym 4, a Fig. 2B przedstawia próbkowanie sygnału w dziedzinie frakcji amplitudy wielofrakcyjnym (m-frakcyjnym) dyskryminatorem stało-frakcyjnym 3. Jednoczesne próbkowanie sygnału w obu tych dziedzinach pozwala na dokładne wyznaczenie miejsca i czasu uderzenia kwantu gamma w pasek scyntylicyjny oraz wyznaczenie energii zdeponowanej przez kwant gamma w scyntylicytorze. Sposób rekonstrukcji będący przedmiotem tego wynalazku przekształca wadę, jaką jest wariacja kształtu i amplitudy sygnału wraz z odległością miejsca jonizacji od fotopowielacza (patrz Fig. 4), na zaletę umożliwiającą rekonstruowanie tego miejsca w oparciu o te zmiany. Sposób rekonstrukcji miejsca jonizacji opracowano w oparciu o następujące obserwacje:

- (a) kształt sygnału świetlnego (gęstość liczby fotonów w funkcji czasu) w miejscu jonizacji jest niezależny od miejsca reakcji kwantu gamma,
- (b) amplituda sygnału rośnie monotonicznie wraz z energią zdeponowaną przez kwant gamma,
- (c) kształt impulsu świetlnego docierającego do fotopowielacza zależy od odległości pomiędzy miejscem jonizacji a fotopowielaczem,
- (d) obraz sygnału próbkowanego w dziedzinie frakcji amplitudy nie zależy od kształtu tego sygnału,
- (e) obraz sygnału próbkowanego w dziedzinie napięć zależy zarówno od amplitudy, jak i od kształtu sygnału (Figura 3).

Cechy (a), (b) są powszechnie znane i nie wymagają wyjaśnienia.

Cechę (c) wskazano w wyniku zaobserwowania, że w miejscu powstania impulsu fotony rozchodzą się pod różnymi kątami, a zatem długości drogi (a w konsekwencji także czasu), którą przebywają poszczególne fotony od miejsca jonizacji do fotopowielacza, zależy od kąta emisji fotonu.

Cechy (d) i (e) wywnioskowano wiedząc, że rezultatem działania dyskryminatora stało-poziomowego z napięciem odniesienia ustawionym na  $V_0$  jest czas „t” będący wynikiem rozwiązania równania  $V(t) = V_0$ , gdzie  $V(t)$  oznacza zależność napięcia od czasu (kształt sygnału – linia ciągła na Fig. 2). Natomiast dyskryminator stało-frakcyjny „rozwiązuje” analogowo ze względu na zmienną „t” równanie  $V(t) = f \cdot A$ , gdzie A oznacza amplitudę sygnału, a f oznacza frakcję ustawioną na dyskryminatorze. Dla ustalonego kształtu impulsu, przykładowo  $g(t)$ , zależność od amplitudy można wyrazić jako:  $V(t) = A \cdot g(t)$ . Oznacza to, że przy ustalonym kształcie sygnałów i ustalonej frakcji f w wyniku zadziałania dyskryminatora stało-frakcyjnego na sygnał  $V(t)$  otrzymamy czas t będący rozwiązaniem równania  $g(t) = f$ , który zależy jedynie od ustawionej frakcji f, a nie zależy od amplitudy A sygnału. Zilustrowano to poglądowo z prawej strony Fig. 3.

Fig. 3A–3D przedstawiają schemat ilustrujący jakościowe różnice pomiędzy dyskretyzowaniem sygnałów w przestrzeni napięcie – czas pokazane na Fig. 3A i 3C, oraz w przestrzeni frakcja amplitudy – czas pokazane na Fig. 3B i 3D. Przedstawiono przykład próbkowania sygnałów o takim samym kształcie, ale różniących się amplitudą o czynnik 2. Wykres ilustruje fakt, że odwzorowanie sygnału zdyskretyzowanego w dziedzinie frakcji amplitudy nie zależy od jego amplitudy. Natomiast kształt sygnału po zdyskretyzowaniu w dziedzinie napięcia zależy od amplitudy.

Sygnał zdyskretyzowany za pomocą n-progowego dyskryminatora stało-poziomowego stanowi zbiór punktów  $(V_i, t_i)$  gdzie  $i = 1, 2, \dots, n$  – sygnał ten stanowi wyniki próbkowania w układzie reprezentacji czas-napięcie  $P_{t-v}$ . Dyskretyzacja m-frakcyjnym dyskryminatorem stało-frakcyjnym daje zbiór punktów  $(f_j, t_j)$ , gdzie  $j = 1, 2, \dots, m$ , który to zbiór stanowi wyniki próbkowania w układzie reprezentacji czas-frakcja amplitudy  $P_{t-f}$ . Miarą zmiany kształtu sygnału może być na przykład odstępstwo od przyjętego wzorca W. Wzorcem W może być kształt sygnału wytwarzanego dla nieskończenie małego scyntylicytoru, wyrażony w przestrzeniach czas – napięcie (oznaczany jako wzorzec  $W_{t-v}$ )

i czas – frakcje amplitudy ( $W_{t,f}$ ), ale w ogólności może to być dowolny kształt, na przykład linia prosta, która przybliża kształt zbocza narastającego:

$$V_{wzór}(t) = a_{sp\_wzór} \cdot t + b_{sp}$$

oraz

$$f_{wzór}(t) = a_{sf\_wzór} \cdot t + b_{sf}$$

W powyższym przykładzie dla linii prostej, kształt  $V(t)$  wyrażany jest przez funkcję liniową ze współczynnikiem nachylenia „a” i stałą „b”. Nachylenia wzorcowe w reprezentacji frakcja-czas może być inne niż w napięcie-czas. Nachylenie „a” stanowi o kształcie.

Jako miarę zgodności sygnału z wzorcem przyjmuje się wartość minimalną Chi-kwadrat ( $\chi^2_{min}$ ) będącą wynikiem dopasowania wzorcowego kształtu do zdyskretyzowanego sygnału przy wariowaniu wyłącznie parametrem b. Chi-kwadrat jest standardową miarą zgodności między dopasowywaną funkcją, a wynikami pomiarów, stosowaną na przykład przy wykonywaniu dopasowania metodą najmniejszych kwadratów.

Zatem, odległość x miejsca jonizacji od fotopowielacza (Fig. 4) można wyznaczyć w oparciu o dyskretyzację sygnału w dziedzinie frakcji amplitud na podstawie zależności  $\chi^2_{min}(x)$  po jej uprzednim wycechowaniu, na przykład za pomocą skolimowanej wiązki kwantów anihilacyjnych. Cechowanie polega na wyznaczeniu zależności  $\chi^2_{min}(x)$  – mając skolimowaną wiązkę można wykonać pomiary dla różnych wartości „x” i dla każdego „x” można wyznaczyć  $\chi^2_{min}$  dla zarejestrowanych sygnałów.

$$\chi^2_{min} \text{ jest minimalną wartością funkcji}$$

$$\chi^2_{sf}(a_{sf\_wzór}, b_{sf}) \equiv \sum (t_{j\_fit}(a_{sf\_wzór}, b_{sf}) - t_j)^2$$

względem wariowanego parametru dopasowania:  $b_{sf}$ . W powyższej definicji  $t_j$  oznacza czas sygnału zmierzony dla j-tej frakcji amplitudy, natomiast  $t_{j\_fit}(a_{sf\_wzór}, b_{sf})$  oznacza czas dla j-tej frakcji amplitudy obliczony z dopasowanej krzywej  $f_{wzór}(t)$ . Miejsce jonizacji x może też być wyznaczone na podstawie zależności  $a_{sf}(x)$  będącej wynikiem wcześniejszego wycechowania. Przy czym w tym przypadku dopasowuje się funkcję  $f_{fit}(t) = a_{sf} \cdot t + b_{sf}$  z dwoma wolnymi parametrami  $a_{sf}$  oraz  $b_{sf}$ .

Następnie, po określeniu miejsca jonizacji amplitudę sygnału wyznacza się na podstawie sygnału zdyskretyzowanego w dziedzinie napięć na podstawie zależności  $asp(A,x)$  lub  $\chi^2_{min}(A,x)$  po jej uprzednim wycechowaniu, na przykład za pomocą skolimowanej wiązki kwantów anihilacyjnych.

$$\chi^2_{min} \text{ jest minimalną wartością funkcji}$$

$$\chi^2_{sp}(a_{sp\_wzór}, b_{sp}) \equiv \sum (t_{j\_fit}(a_{sp\_wzór}, b_{sp}) - t_j)^2$$

względem wariowanych parametrów dopasowania:  $a_{sp}$  oraz  $b_{sp}$ . Amplitudę sygnału można wyznaczyć także jako wartość najwyższego napięcia odniesienia dla którego dyskryminator wygenerował impuls logiczny.

Znając amplitudę sygnału i odległość miejsca jonizacji od fotopowielacza wyznacza się energię zdeponowaną w scyntylatorze na podstawie uprzednio przygotowanych krzywych kalibracyjnych. W tym celu należy stworzyć niezależne wzorce kalibracyjne,  $E(x, A)$  – dla każdego położenia „x” należy wyznaczyć zależność  $E(A)$ , gdzie E to energia zdeponowana, a A to amplituda sygnału.

Następnie, czas początku sygnału z fotopowielacza ( $t_0$ ) można wyznaczyć na podstawie znajomości funkcji  $V_{fit}(t)$  oraz  $f_{fit}(t)$ , na przykład jako średnią ważoną niepewnościami dopasowania z rozwiązań równań:  $V_{fit}(t_0) = 0$  i  $f_{fit}(t_0) = 0$ .

Czas początku sygnału z fotopowielacza można wyznaczyć po znalezieniu parametrów funkcji  $V_{fit}(t)$  oraz  $f_{fit}(t)$ . Funkcje te są dopasowane do punktów pomiarowych. W opisywanym tu przykładzie wykonania jest to linia prosta dopasowywana do zbocza narastającego sygnału, ale może to być również inna funkcja lepiej oddająca kształt początku sygnału. Bez względu na kształt tej funkcji, można wyznaczyć efektywny początek sygnału przykładowo jako rozwiązanie równania  $V_{fit}(t) = 0$ . Tak więc, w przypadku prostej oznacza to znalezienie takiego parametru t, dla którego ta prosta przecina oś poziomą.

Korzystnie, kształt funkcji dopasowania  $V_{fit}(t, x)$  oraz  $f_{fit}(t, x)$  jest stabelaryzowany dla każdego modułu detekcyjnego niezależnie, w wyniku cechowania przeprowadzonego przy użyciu stosownego rodzaju promieniowania. Na przykład promieniowania anihilacyjnego w przypadku detektorów

używanych w pozytonowej emisyjnej tomografii. Korzystnie, sygnał świetlny ze scyntylatora konwertowany jest na impuls elektryczny w więcej niż jednym miejscu.

Fig. 4 przedstawia zmiany kształtu impulsu świetlnego na skutek propagacji od miejsca reakcji do konwertera.

Na Fig. 5 przedstawiony jest przykład detektora paskowego z elektroniką odczytu umożliwiającą próbkowanie w dziedzinach napięć i frakcji amplitudy oraz wyznaczenie ładunku sygnałów. Na wykresie pokazano schematycznie zdyskretyzowane sygnały dla czterech progów napięcia i czterech frakcji amplitudy. Symbolami kwadratowymi oznaczono sygnały zmierzone z prawej strony, a symbolami okrągłymi oznaczono sygnały zmierzone z lewej strony. W oparciu o metodę opisaną w niniejszym wynalazku, próbkowanie w dziedzinie napięć i frakcji amplitudy pozwala na wyznaczenie miejsca i czasu reakcji kwantu gamma i energii zdeponowanej w scyntylatorze 1 na podstawie sygnału z lewego fotopowielacza 21 i niezależnie na podstawie sygnału z prawego fotopowielacza 22. Sygnały z konwerterów 21, 22 przesyłane są do swoich układów próbkujących 111, 112 oraz do swoich konwerterów ADC 71, 72 (zgodnie z Fig. 1). Układy próbujące 111, 112 pozwalają na uzyskanie punktów przedstawionych na wykresach. Konwertery ADC 71, 72 służą do mierzenia ładunku sygnałów z konwerterów. Do wyznaczenia miejsca reakcji kwantu gamma można użyć różnicy czasów wyznaczonych z lewej i prawej strony paska i procedurę opisaną w zgłoszeniu patentowym WO2011/008119, przy czym czas sygnału z fotopowielacza wyznacza się stosując metodę opisaną powyżej w przedstawianym rozwiązaniu. Zastosowanie dwóch konwerterów 21, 22 po przeciwnych stronach paska 1 znacząco zwiększa czułość metody na wyznaczenie miejsca jonizacji, ponieważ wtedy, stosując metodę opisaną w tym zgłoszeniu, miejsce to można wyznaczyć na kilka niezależnych sposobów:

- (a) w oparciu o wynik próbkowania w dziedzinie frakcji amplitud i zastosowaniu metody opisanej powyżej, niezależnie dla fotopowielacza lewego 21 i dla prawego 22,
- (b) ze stosunku współczynników nachylenia  $a_{sp\_lewy}/a_{sp\_prawy}(x)$  (w oparciu o dyskretyzację w dziedzinie napięć),
- (c) ze stosunku współczynników nachylenia  $a_{sf\_lewy}/a_{sf\_prawy}(x)$  (w oparciu o dyskretyzację w dziedzinie frakcji amplitud),
- (d) z zależności różnicy czasu nadejścia sygnałów  $\Delta t(f,x) \equiv t_L - t_P(f,x)$  od frakcji  $f$  oraz miejsca reakcji kwantu gamma  $x$ ,
- (e) ze stosunku ładunków zmierzonych konwerterami ADC:  $Q_L/Q_P(x)$

Figura 6 przedstawia przykład odpowiedzi detektora dla trzech różnych miejsc reakcji kwantu gamma w scyntylatorze 1: bliżej lewego konwertera 21 (0L), na środku (0), oraz bliżej prawego konwertera 22 (0P). Z prawej strony figury pokazano schematycznie dla trzech przypadków wykres różnicy czasów między lewym i prawym impulsem ( $\Delta t \equiv t_L - t_P$ ) w zależności od frakcji amplitudy i miejsca reakcji kwantu gamma. Figura 6 ilustruje, że nie tylko wartość absolutna różnicy między czasami sygnałów z lewego i prawego konwertera ( $\Delta t \equiv t_L - t_P$ ) zmierzona dla ustalonej frakcji amplitudy lub napięcia odniesienia pozwala na wyznaczenie miejsca reakcji kwantu gamma, lecz także to, że kształt funkcji  $f(\Delta t)$  wyznaczany wieloprogowym dyskryminatorem stało-frakcyjnym zmienia się w zależności od miejsca reakcji kwantu gamma  $x$ , pozwalając na niezależne wyznaczenie  $x$ .

## Zastrzeżenia patentowe

1. Sposób wyznaczania parametrów reakcji kwantu gamma w scyntylatorze tomografu PET, gdzie sygnał mierzony w scyntylatorze przekształca się w co najmniej jednym konwerterze na elektryczny sygnał pomiarowy, **znamienny tym**, że:
  - uzyskuje się dostęp do pamięci parametrów wzorcowych (10) zawierającej wzorce (W) w układach reprezentacji sygnału czas – napięcie ( $W_{t-v}$ ) i czas – frakcje amplitudy ( $W_{t-f}$ ) z przyporządkowanymi im parametrami reakcji,
  - próbuje się sygnał elektryczny (S) z pomiaru w układach reprezentacji sygnału czas – napięcie ( $P_{t-v}$ ) i czas – frakcje amplitudy ( $P_{t-f}$ ),
  - porównuje się wyniki próbkowania ( $P_{t-v}$ ,  $P_{t-f}$ ) sygnału elektrycznego (S) z wzorcami ( $W_{t-v}$ ,  $W_{t-f}$ ) i wybiera się parametry kształtu wzorca (W) tak by wzorec W był najbardziej dopasowany do wyników próbkowania ( $P_{t-v}$ ,  $P_{t-f}$ ) sygnału elektrycznego (S),

- a następnie przyjmuje się parametry reakcji kwantu gamma w scyntylatorze (1) dla mierzonego sygnału (S) na podstawie uprzednio wycechowanych funkcji określających wartości parametrów kształtu sygnału w zależności od parametrów reakcji kwantu gamma w scyntylatorze.
2. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że do próbkowania w układach czas – napięcie i czas – frakcje amplitudy wykorzystuje się wieloprogowy dyskryminator stało-poziomowy (4) i wieloprogowy dyskryminator stało-frakcyjny (3).
  3. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że parametry reakcji kwantu gamma obejmują energię zdeponowaną w scyntylatorze oraz miejsce i czas reakcji.
  4. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że miarę dopasowania określa się na podstawie minimalnej wartości Chi-kwadrat ( $\chi^2_{\min}$ ).
  5. Układ do wyznaczania parametrów reakcji kwantu gamma w scyntylatorze (1) tomografu PET, gdzie sygnał mierzony w scyntylatorze (1) jest przekształcany w co najmniej jednym konwerterze (2) na elektryczny sygnał pomiarowy (S), **znamienny tym**, że układ zawiera:
    - pamięć parametrów wzorcowych (10) zawierającą wzorce (W) w układach reprezentacji sygnału czas – napięcie ( $W_{t-v}$ ) i czas – frakcje amplitudy ( $W_{t-f}$ ) z przyporządkowanymi im parametrami reakcji,
    - wieloprogowy dyskryminator stało-poziomowy (4) przystosowany do próbkowania sygnału elektrycznego (S) w układzie reprezentacji sygnału czas napięcie ( $P_{t-v}$ )
    - wieloprogowy dyskryminator stało-frakcyjny (3) przystosowany do próbkowania sygnału elektrycznego (S) w układzie reprezentacji sygnału czas – frakcje amplitudy ( $P_{t-f}$ ),
    - komparator (9) przystosowany do porównywania wyników próbkowania ( $P_{t-v}$ ,  $P_{t-f}$ ) sygnału elektrycznego (S) z wzorcami ( $W_{t-v}$ ,  $W_{t-f}$ ) i wybierania parametrów określających kształt wzorca (W) najbardziej dopasowanego do wyników próbkowania ( $P_{t-v}$ ,  $P_{t-f}$ ) sygnału elektrycznego (S) oraz przystosowanego do wyznaczania parametrów reakcji kwantu gamma w scyntylatorze na podstawie uprzednio wycechowanych funkcji określających wartości parametrów kształtu sygnału w zależności od parametrów reakcji kwantu gamma w scyntylatorze.



Rysunki

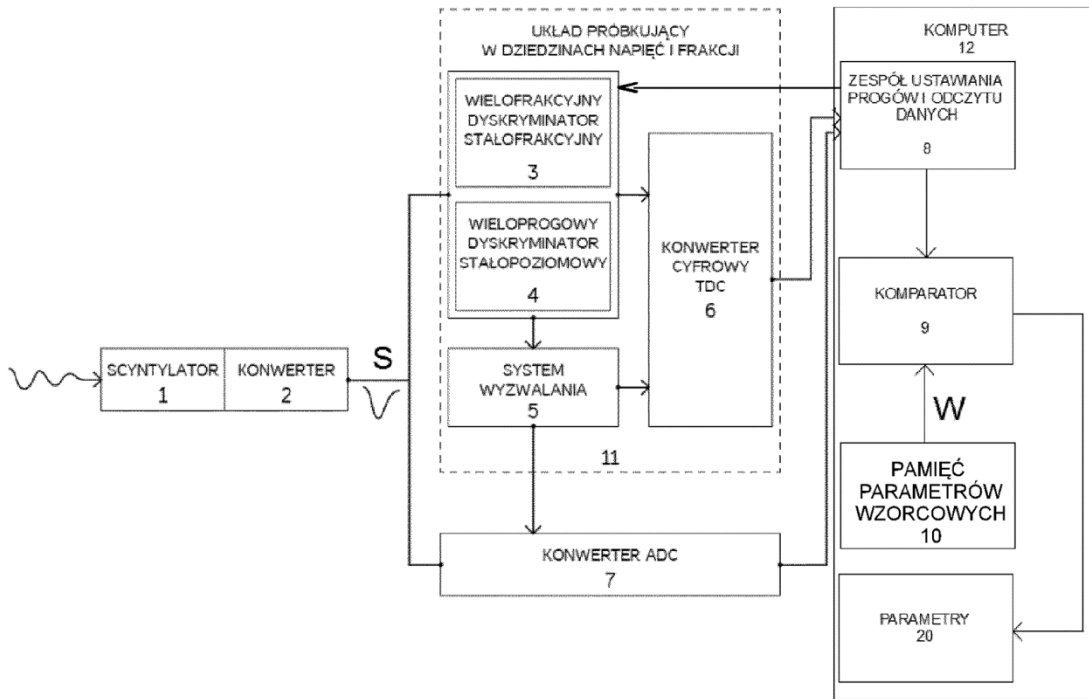


Fig. 1

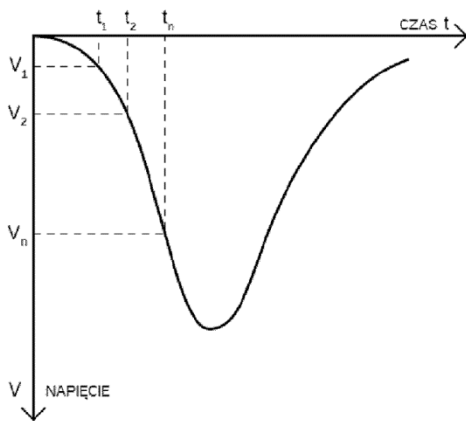


Fig. 2A

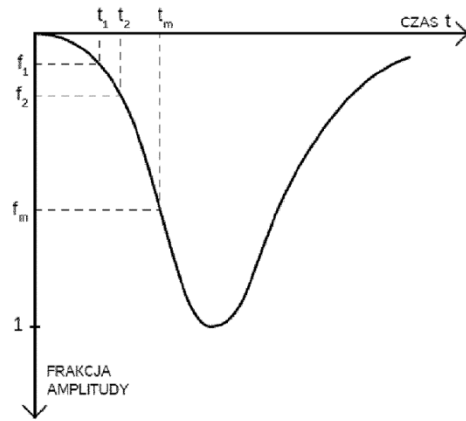


Fig. 2B

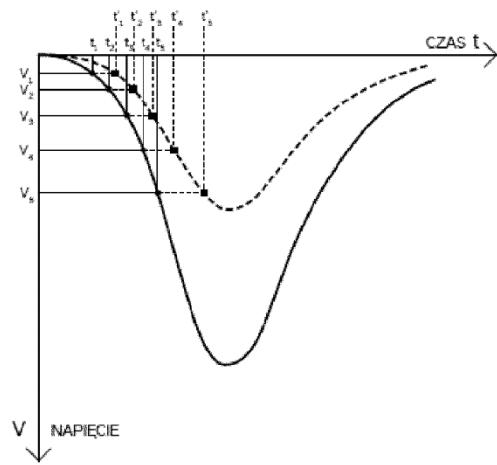


Fig. 3A

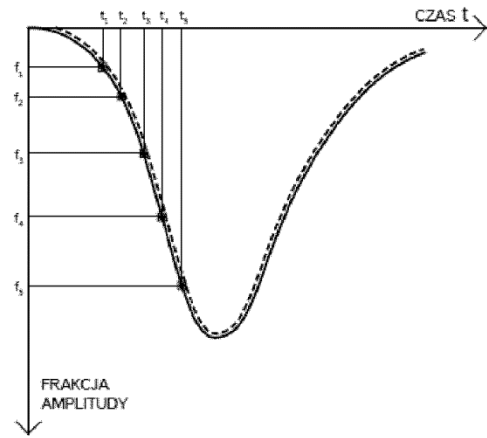


Fig. 3B

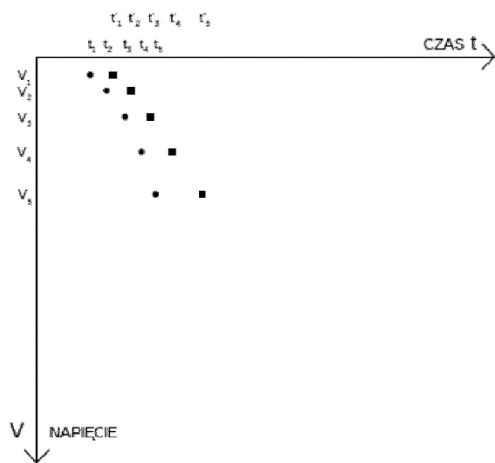


Fig. 3C

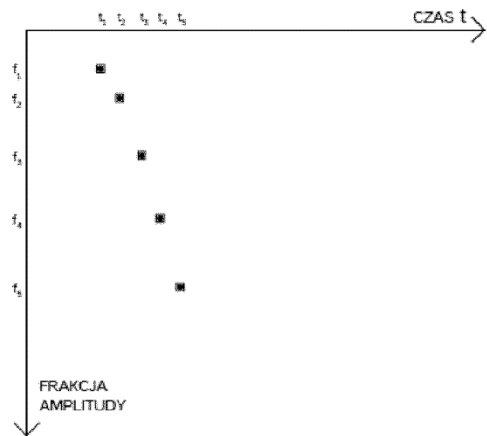
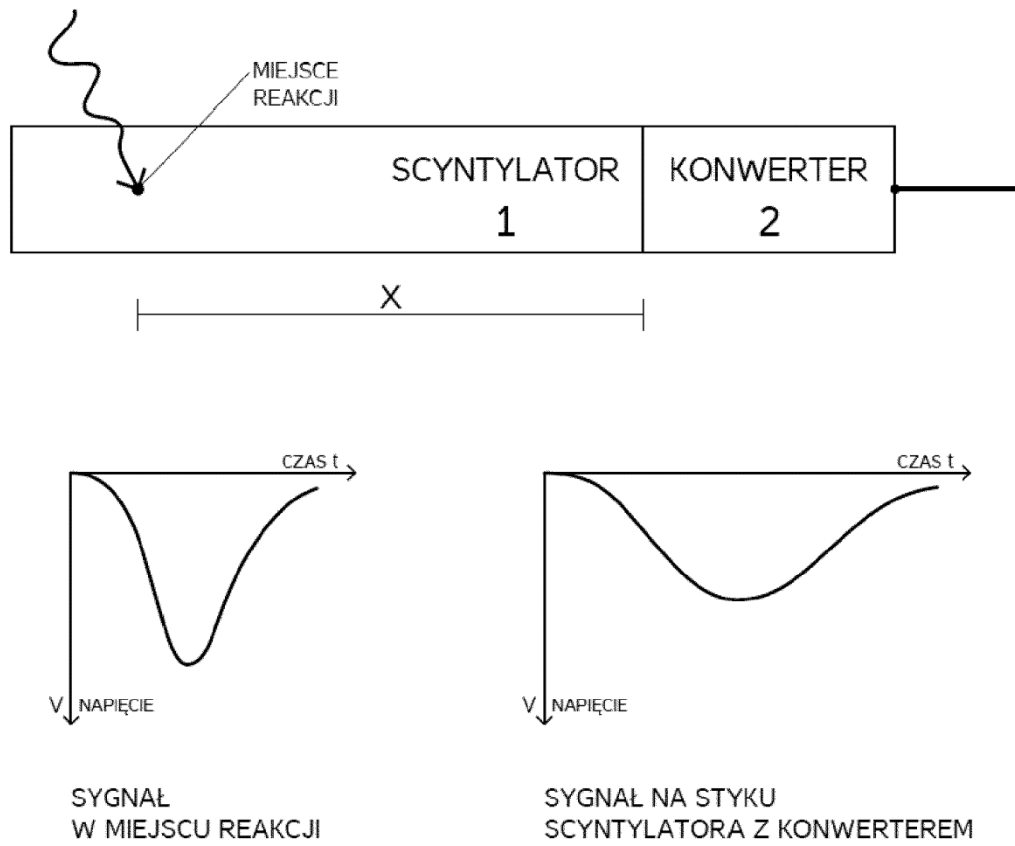


Fig. 3D



**Fig. 4**

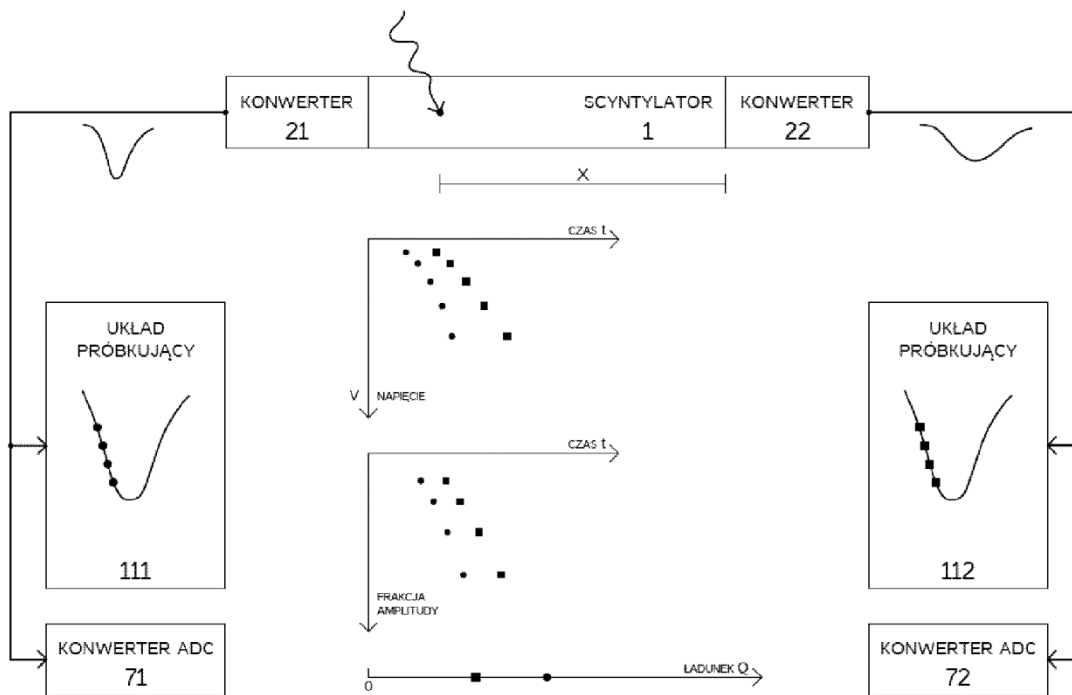


Fig. 5

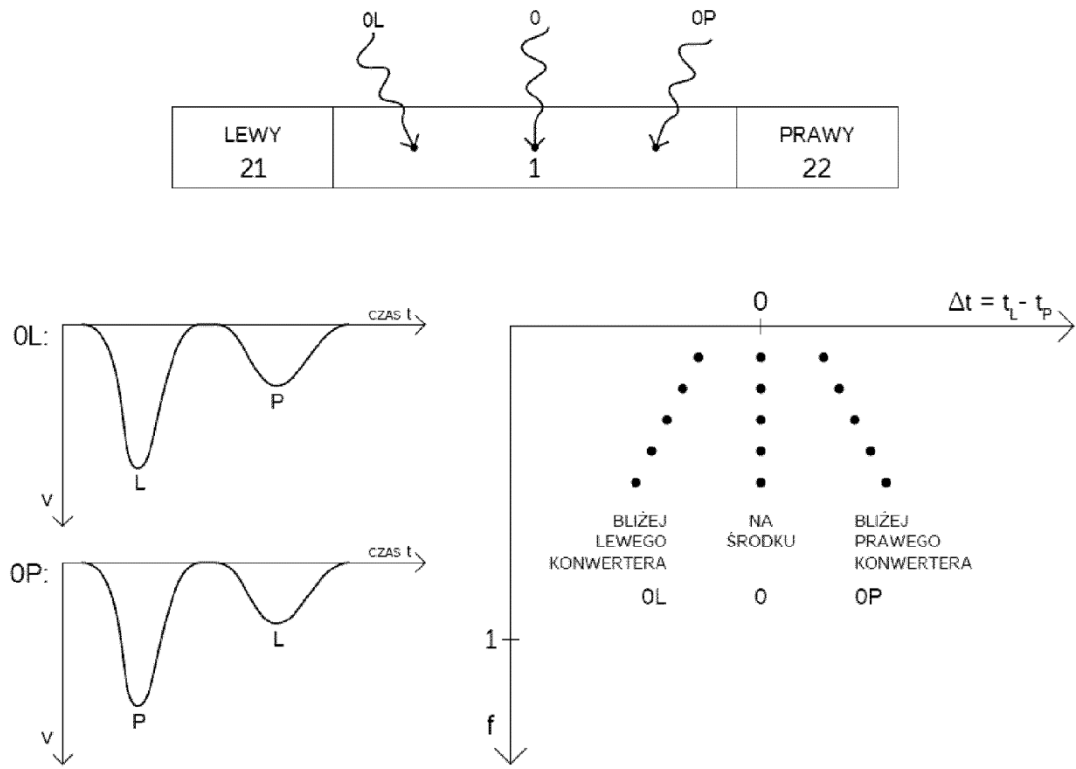


Fig. 6

