

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **229380**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **405178**

(51) Int.Cl.

G01T 1/16 (2006.01)

G06F 17/40 (2006.01)

(22) Data zgłoszenia: **30.08.2013**

(54)

System akwizycji pomiarowych danych tomograficznych

(43) Zgłoszenie ogłoszono:

02.03.2015 BUP 05/15

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:

31.07.2018 WUP 07/18

(73) Uprawniony z patentu:

UNIWERSYTET JAGIELLOŃSKI, Kraków, PL

(72) Twórca(y) wynalazku:

GRZEGORZ KORCYL, Kraków, PL

PAWEŁ MOSKAL, Czułówek, PL

MARCIN KAJETANOWICZ, Kraków, PL

MAREK PAŁKA, Kraków, PL

(74) Pełnomocnik:

rzecz. pat. Adam Pawłowski

PL 229380 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest system akwizycji pomiarowych danych tomograficznych, przeznaczony zwłaszcza do stosowania w tomografii PET lub scyntygrafii SPECT. System umożliwia ciągły zapis sygnałów w trakcie wykonywania pomiarów. System według wynalazku pozwala na optymalne przetworzenie i zapisanie informacji niesionej przez sygnały z układu detektorów używanych w pozytonowej tomografii emisyjnej bez konieczności ich wstępnej selekcji układem wyzwalania, oraz umożliwia implementację różnych algorytmów wspomagających analizę zbieranych danych w czasie rzeczywistym.

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 scyntyляторze.

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 scyntyляторach 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.

Impulsy świetlne ze scyntylicatora 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 ciągłowi 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 scyntylicatora. 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 scyntylicator. Z wyżej wymienionych powodów w obecnym stanie techniki nieosiągalne są zdolności rozdzielcze poniżej 100 ps dla dużych bloków scyntylicacyjnych. Rozdzielczość ta przekłada się także na rozdzielczość wyznaczania miejsca jonizacji. W przypadku scyntylicatorów 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 scyntylicatorach 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.

Obecnie w stanie techniki w pozytonowej tomografii emisyjnej używane są wielomodułowe systemy detekcyjne zbudowane z kryształów scyntylicacyjnych i fotopowielaczy. Przykład takiego znanego systemu przedstawiono na Fig. 1. Sygnały elektryczne S z fotopowielaczy 1 niosące informacje o miejscu i czasie zarejestrowania przez detektory kwantów anihilacyjnych oraz energii zdeponowanej przez te kwanty są przetwarzane na sygnały logiczne w analogowych dyskryminatorach

stało-poziomowych lub stało-frakcyjnych wchodzących w skład zespołu 2 elektronicznych układów czołowych (ang. *Front-End Electronics*). 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. Sygnały cyfrowe i analogowe SCA z zespołu 2 układów czołowych są następnie przetwarzane przez system wyzwalania 4, w którym sygnały logiczne z dyskryminatorów podlegają ciągłemu procesowi operacji logicznych, których wynikiem jest logiczny sygnał wyzwalania W niosący informacje czy zarejestrowane zdarzenie powinno podlegać dalszej obróbce elektronicznej czy nie. Ciągłe operacje logiczne 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. Równolegle do systemu wyzwalania 4, sygnały cyfrowe i analogowe SCA z układów czołowych przesyłane są do zespołu 3 układów pomiarowych. Zespół 3 zawiera konwertery TDC (Time-to-Digital Converter), gdzie sygnały cyfrowe zamieniane są na liczby reprezentujące odstęp czasu pomiędzy cyfrowym impulsem z zespołu 2 układów elektroniki czołowej a sygnałem wyzwalania W. Zespół układów pomiarowych 3 zawiera także konwertery ADC (*Analog to Digital Converter*) służące do pomiaru ładunku sygnałów analogowych. Liczby będące wynikami pomiarów, w postaci informacji dotyczących czasu T i amplitudy A zmierzonych sygnałów S zostają następnie wysłane do komputera 5 w celu zapisania na dysku i wykonania późniejszej analizy danych.

W standardowych systemach odczytu stosuje się konwertery analogowo-cyfrowe ADC dające informacje o ładunku całego sygnału, a ponadto w obecnie opracowywanych prototypowych rozwiązaniach stosuje się także ciągłe próbkowanie sygnałów analogowych. Ciągłe próbkowanie w tym wypadku odnosi się do trybu działania konwertera ADC, który zbiera określoną liczbę próbek sygnału analogowego wypełniając bufor przesuwany do momentu otrzymania sygnału odczytu, wtedy zawartość bufora jest zapisywana. Sygnał odczytu generowany jest w oparciu o logikę kwalifikującą zdarzenia jako interesujące.

W amerykańskim opisie patentowym US 8,164,063 opisany został system akwizycji wykorzystujący digitalizację sygnałów analogowych za pomocą układów ADC oraz TDC. Układy te są wyzwalane w momencie, gdy analogowy sygnał przekroczy pewien zadany próg. Dane pomiarowe otrzymane z tych układów służą jako dane wejściowe do zaawansowanego, wielopoziomowego systemu podejmującego decyzję o ich przestaniu dalej bądź porzuceniu, w momencie gdy system zakwalifikuje je jako tło.

Ponadto, w amerykańskim opisie patentowym US 7,091,489 opisany został system zawierający dedykowany procesor koincydencji, który analizuje dane z układów TDC. Dopiero w wypadku pozytywnej odpowiedzi procesora rozpoczyna się odczyt zdigitalizowanych danych.

Niezależnie jednak od rozwiązań stosowanych do przetwarzania czy próbkowania sygnałów analogowych i ich dalszej obróbki cyfrowej, stosowane w stanie techniki w tomografii PET czy scyntygrafii SPECT (z ang. *Singlephoton emission computed tomography*), układy akwizycji danych zawierają jedno lub kilku poziomowy układ wyzwalania podejmujący decyzje o digitalizacji zarejestrowanych sygnałów i zapisaniu na nośniki pamięci informacji o zarejestrowanym zdarzeniu.

Rozwiązania opisane w publikacjach zgłoszeń patentowych WO2011/008119 oraz WO2011/008118 bazują na organicznych scyntylatorach polimerowych charakteryzujących się bardzo krótkimi impulsami świetlnymi z czasami zaniku rzędu 1,5 ns, powodującymi, że w praktyce całkowita szerokość impulsów jest poniżej 10 ns. Umożliwiają one zatem praktycznie całkowite wyeliminowanie koincydencji przypadkowych występujących w znanych w stanie techniki tomografach PET czy SPECT. Czasy trwania impulsów świetlnych w scyntylatorach polimerowych są w przybliżeniu takie same jak maksymalne różnice czasu pomiędzy dotarciem kwantów anihilacyjnych do detektorów. Rozwiązania te cechują się tym, że sygnały z różnych zdarzeń anihilacyjnych są od siebie mocno odseparowane w czasie i zasadnym jest zapisywanie wszystkich zdarzeń bez wstępnej selekcji w celu zminimalizowania strat w informacji o badanym rozkładzie gęstości radio-farmaceutyku w pacjencie.

Celowym byłoby opracowanie rozwiązania, które pozwoli na ciągłe zapisywanie danych zbieranych w trakcie obrazowania PET lub SPECT, umożliwiając bezstratne zapisanie wielu zdarzeń, bez konieczności stosowania systemu wyzwalania i wstępnej selekcji zdarzeń na poziomie elektroniki odczytu.

Przedmiotem wynalazku jest system akwizycji pomiarowych danych tomograficznych z detektorów systemu tomografii PET lub scyntygrafii SPECT, zawierający zespół układów elektronicznych czołowych do konwersji sygnałów pomiarowych (S) na sygnały cyfrowe i analogowe (SCA) i zespół układów elektronicznych pomiarowych zawierający układy TDC do określania czasu (T) wystąpienia impulsów w sygnałach cyfrowych (SC), przy czym zespół układów elektronicznych pomiarowych zawiera szereg modułów TDC, z których każdy zawiera szereg układów TDC i sterownik modułu, przy czym sterownik modułu jest przystosowany do przekazywania do każdego z układów TDC sygnału zegarowego CLK dostarczanego do sterownika modułu ze sterownika systemu, natomiast system charakteryzuje się tym, że każdy układ TDC jest przystosowany do przeprowadzania pomiarów w oknie pomiarowym, którego granice są wyznaczane przez sąsiednie zbocza sygnału zegarowego (CLK) wspólnego dla wszystkich układów TDC, przy czym sygnał zegarowy (CLK) jest sygnałem wyzwalania pomiaru i ma stałą częstotliwość w trakcie całego okresu trwania akwizycji sygnałów w trakcie obrazowania PET lub SPECT.

Korzystnie, układy TDC są układami typu FPGA.

Korzystnie, sterownik systemu jest układem FPGA.

System będący przedmiotem wynalazku pozwala na ciągłe zapisywanie danych zbieranych w trakcie obrazowania PET czy SPECT, umożliwiając zapisanie praktycznie wszystkich zdarzeń bez żadnych strat. Daje on także możliwość przeprowadzania bardziej szczegółowego dostrajania kalibracji poszczególnych modułów detekcyjnych (patrz Fig. 3) nawet na podstawie danych zbieranych w trakcie wykonywania diagnozy pacjenta. Przy skonfigurowaniu elektroniki w taki sposób, aby czas pojedynczego pomiaru trwał dokładnie tyle ile odstęp pomiędzy kolejnymi odczytami, zapisane zostają praktycznie wszystkie zdarzenia zarejestrowane w modułach detekcyjnych. Jest to technika szczególnie wydajna w przypadku powyżej opisanych tomografów PET opartych na scyntylatorach polimerowych, dla których czas trwania sygnałów (~10 ns) jest o ponad rząd wielkości mniejszy niż czas trwania sygnałów w obecnie stosowanych tomografach PET bazujących na nieorganicznych kryształach scyntylicyjnych.

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

Fig. 1 przedstawia system akwizycji danych z systemem wyzwalania ze stanu techniki;

Fig. 2 przedstawia system akwizycji danych według wynalazku w przykładzie wykonania;

Fig. 3 przedstawia przykład wykonania modułu TDC;

Fig. 4 przedstawia schemat pomiaru sygnału z fotonowielacza.

Fig. 1 przedstawia system akwizycji danych z systemem wyzwalania, znany ze stanu techniki, przybliżony we wstępie.

Fig. 2 przedstawia przykład wykonania systemu akwizycji danych według wynalazku. Sygnały analogowe S z modułu detekcyjnego 10 trafiają do zespołu 20 układów elektroniki czołowej (ang. *Front-End Electronics*). Zespół 20 odpowiada za wygenerowanie sygnałów cyfrowych i analogowych SCA niosących informacje o ładunku lub amplitudzie sygnału S oraz o momencie, gdy analogowy sygnał S wytwarzany w detektorach 10 przekroczy zadane napięcie progowe. Sygnały SCA są następnie przesłane do zespołu 30 układów elektroniki pomiarowej, która zawiera moduły pomiarowe. Modułami tymi są moduły TDC 31 (z ang. *Time-to-Digital Converter*) służące do precyzyjnego odmierzenia czasu, w którym nadszedł impuls sygnału cyfrowego SC, a sygnały analogowe z układu czołowego przesyłane są do układu ADC 35 (z ang. *Analog-to-Digital Converter*) służącego do precyzyjnego określania amplitudy lub ładunku impulsu. Strukturę pojedynczego modułu TDC 31 przedstawiono na Fig. 3. W przedstawionym przykładzie wykonania zastosowano cztery moduły TDC: TDCa ... TDCd, przy czym do każdego modułu doprowadzany jest ten sam sygnał wyzwalania CLK.

Rezultatem pomiaru pojedynczego układu TDC z każdego modułu detekcyjnego 31 jest liczba T reprezentująca odstęp czasu pomiędzy cyfrowym impulsem SC z zespołu 20 elektroniki czołowej a sygnałem CLK wyzwalania, którym w przypadku niniejszego wynalazku jest sygnał zegarowy o stałej częstotliwości CLK, pochodzący z centralnego sterownika systemu 40. Centralny sterownik systemu 40 zawiera układ programowalnej logiki FPGA (ang. *Field Programmable Gate Array*). Zadaniem sterownika 40 jest generowanie sygnału wyzwalania CLK z zadaną częstotliwością. Sygnał wyzwalania CLK, generowany ze stałą częstotliwością, skutkuje uruchamianiem pojedynczych pomiarów w układach TDC.

Fig. 3 przedstawia konstrukcję pojedynczego modułu TDC, którym może być przykładowo płyta TRBv3 (z ang. *Trigger Readout Board ver 3*), używane w eksperymentach fizyki wysokich energii. Są to komponenty składające się z pięciu układów FPGA typu Lattice ECP3, z czego cztery 311–314

pełnią rolę układów TDC do pomiaru czasu, natomiast jeden 315 pełni rolę sterownika modułu i komunikuje się ze sterownikiem systemu 40.

Pomiar czasu dokonywany przez układy TDC polega na wprowadzeniu cyfrowego sygnału wejściowego SC do serii elementów, połączonych ze sobą w szereg, z których każdy wprowadza pewne opóźnienie. Znając konkretne wartości tych opóźnień oraz liczbę elementów, przez które przeszedł sygnał, można stwierdzić ile czasu upłynęło od momentu rozpoczęcia pomiaru. Im mniejsze są wartości poszczególnych opóźnień, tym bardziej precyzyjny pomiar można osiągnąć. W przypadku funkcjonalności TDC zaimplementowanej w układach FPGA, w charakterze elementów opóźniających wykorzystuje się wewnętrzną budowę takich układów. Podstawową jednostką ich budowy są bloki logiczne połączone pomiędzy sobą specjalnymi liniami, zwanymi liniami przeniesienia. Są to szybkie połączenia umożliwiające pracę sumatorów binarnych, tym samym wprowadzające minimalne opóźnienia. Poprzez połączenie wielu takich elementów w jeden łańcuch (ang. *Carry chain*) otrzymujemy jeden kanał pomiarowy TDC.

Każdy z układów FPGA 311–314, działających jako układy TDC, obsługuje przykładowo 32 kanały wejściowe, których rozdzielczość czasowa wynosi 14 ps. Zebrane dane mogą być następnie przesłane do komputera bezpośrednio lub poprzez sterownik systemu 40, używając połączeń światłowodowych, których prędkość przesyłania danych może wynosić 3,2 Gbps. Protokołami użytymi do transmisji danych mogą być protokół niskopoziomowy 8b/10b oraz protokół Gigabit Ethernet. Sterownik systemu 40, realizujący funkcję systemu wyzwiania, również zawiera układ FPGA, dobrany w taki sposób, aby zapewnić możliwość implementacji algorytmów analizujących i przetwarzających w czasie rzeczywistym spływające dane.

Korzystnie, sygnał wyzwiania CLK przesyłany jest w standardzie LVDS, w celu zmniejszenia podatności na zakłócenia, za pomocą dedykowanych kabli.

Do każdej płyty może być podłączony światłowód, celem przesyłania informacji kontrolnych oraz zebranych danych.

Fig. 4 przedstawia schemat wykonywania pomiarów. Poprzez wykonywanie pomiarów rozumiane jest rozpoczęcie rejestrowania przez układy TDC sygnałów cyfrowych SC w postaci impulsów przychodzących od zespołu 20 układów elektroniki czołowej oraz wysłanie danych z zespołu układów 30 elektroniki pomiarowej. Rejestrowanie tych sygnałów trwa w okresie wyznaczonym przez odstęp pomiędzy dwoma kolejnymi sygnałami zegara wyzwającego CLK i określany jest mianem okna pomiarowego. Dzięki charakterowi układów FPGA, przetworzenie oraz przesłanie zapisanych danych może odbywać się równolegle do procesu rejestrowania przychodzących sygnałów. W ten sposób czas martwy pomiędzy dwoma pomiarami jest pomijalny i przyjęć można, że całkowity pomiar trwa w sposób ciągły. Dane z pojedynczego pomiaru, opisujące zarejestrowane sygnały cyfrowe SC podczas jednego okna pomiarowego zostają zapisane jako jeden blok danych i oznaczone kolejnymi numerami identyfikującymi ich kolejność. Może się zdarzyć sytuacja, w której cyfrowy sygnał trafi na przejście pomiędzy dwoma oknami pomiarowymi. Wówczas rozpoznane zbocza sygnału zostaną odseparowane do dwóch bloków danych o kolejnych numerach, pozwalając na ich połączenie w późniejszej analizie. Liczby będące wynikami pomiarów zostają następnie wysłane do komputera 50 w celu zapisania na dysku i wykonania późniejszej analizy danych.

Sygnał zegarowy CLK generowany jest ze stałą częstotliwością niezależnie od sygnałów rejestrowanych przez układ detekcyjny. Jako źródło sygnału wyzwiania można zastosować dedykowaną płytę zawierającą oscylator, z którego sygnał przepuszczony przez układ FPGA ustawiający odpowiednio zadaną częstotliwość na sygnale wyjściowym, rozproszony zostaje do elektroniki pomiarowej.

Dzięki temu, że wszystkie układy pomiarowe 311–314 poszczególnych modułów pomiarowych 31 TDCa ... TDCd są podłączone do wspólnego sygnału zegarowego, to czasy sygnałów pochodzących z różnych zdarzeń są ze sobą zsynchronizowane, dając możliwość wyznaczania rzeczywistych różnic czasu pomiędzy chwilami interakcji kwantów gamma dla całego zbioru danych SC zebranych od momentu włączenia do momentu zakończenia akwizycji sygnałów w trakcie obrazowania PET lub SPECT.

Sterownik systemu 40 zrealizowany w postaci układu FPGA może być w łatwy sposób reprogramowany i rekonfigurowany, co zapewnia dużą elastyczność dla całego systemu.

Modułowa budowa systemu pozwala na dodawanie oraz odejmowanie komponentów w zależności od liczby modułów detekcyjnych.

Zastrzeżenia patentowe

1. System akwizycji pomiarowych danych tomograficznych z detektorów systemu tomografii PET lub scyntygrafii SPECT, zawierający zespół układów elektronicznych czołowych do konwersji sygnałów pomiarowych na sygnały cyfrowe i analogowe i zespół układów elektronicznych pomiarowych zawierający układy TDC do określania czasu wystąpienia impulsów w sygnałach cyfrowych, przy czym zespół układów elektronicznych pomiarowych zawiera szereg modułów TDC, z których każdy zawiera szereg układów TDC i sterownik modułu, przy czym sterownik modułu jest przystosowany do przekazywania do każdego z układów TDC sygnału zegarowego CLK dostarczanego do sterownika modułu ze sterownika systemu, natomiast system jest, **znamienny tym**, że każdy układ TDC (311–314) jest przystosowany do przeprowadzania pomiarów w oknie pomiarowym, którego granice są wyznaczone przez sąsiednie zbocza sygnału zegarowego (CLK) wspólnego dla wszystkich układów TDC (311–314), przy czym sygnał zegarowy (CLK) jest sygnałem wyzwalania pomiaru i ma stałą częstotliwość w trakcie całego okresu trwania akwizycji sygnałów w trakcie obrazowania PET lub SPECT.
2. System według zastrz. 1, **znamienny tym**, że układy TDC (311-314) są układami typu FPGA.
3. System według zastrz. 1, **znamienny tym**, że sterownik systemu (40) jest układem FPGA.

Rysunki

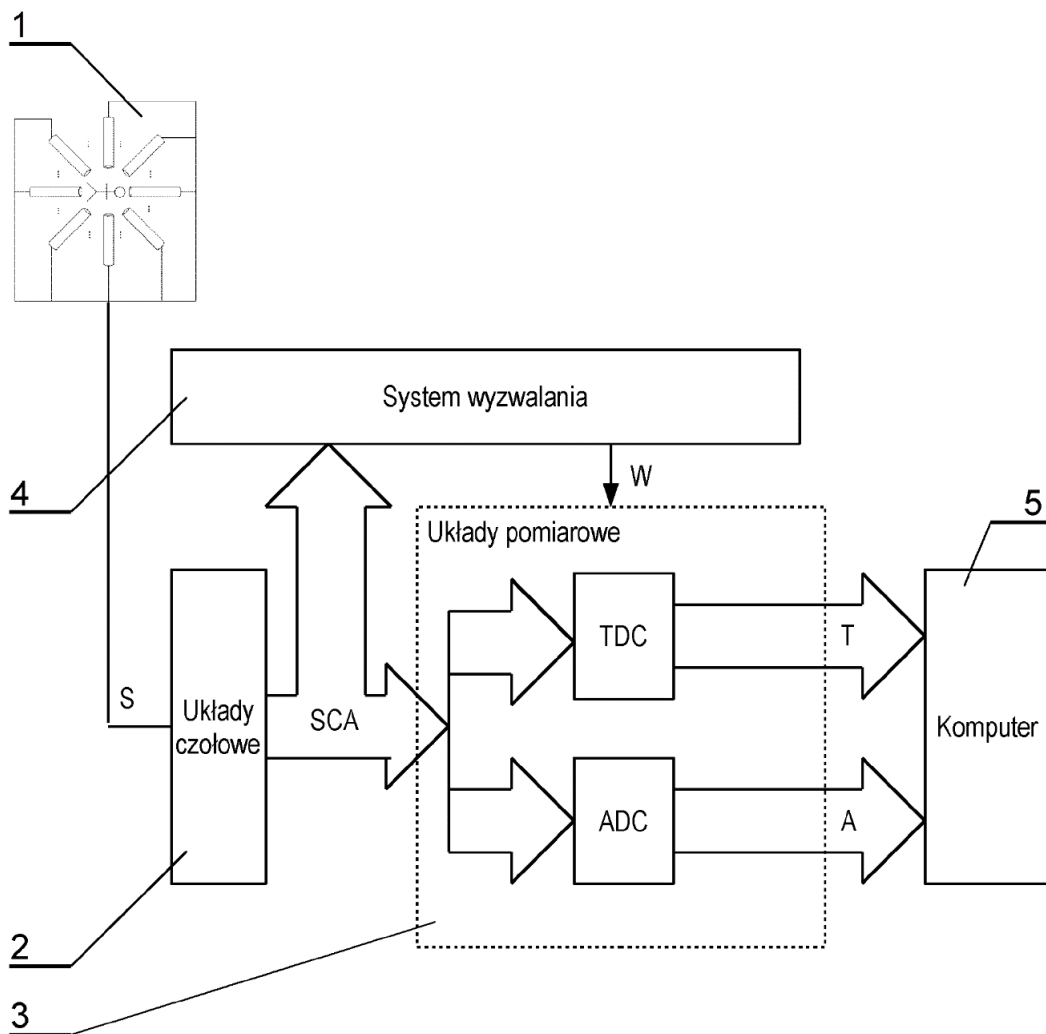


Fig. 1

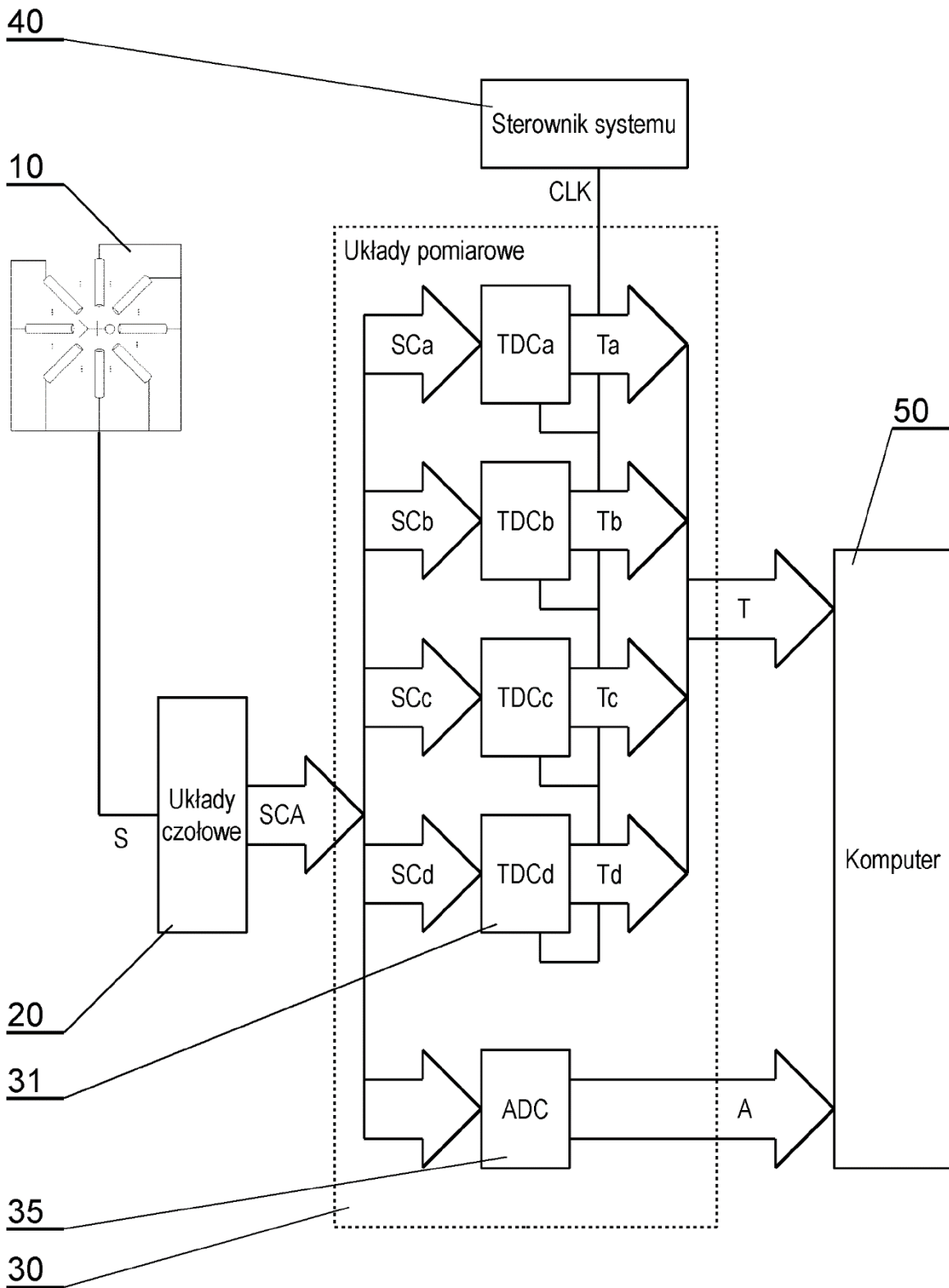


Fig. 2

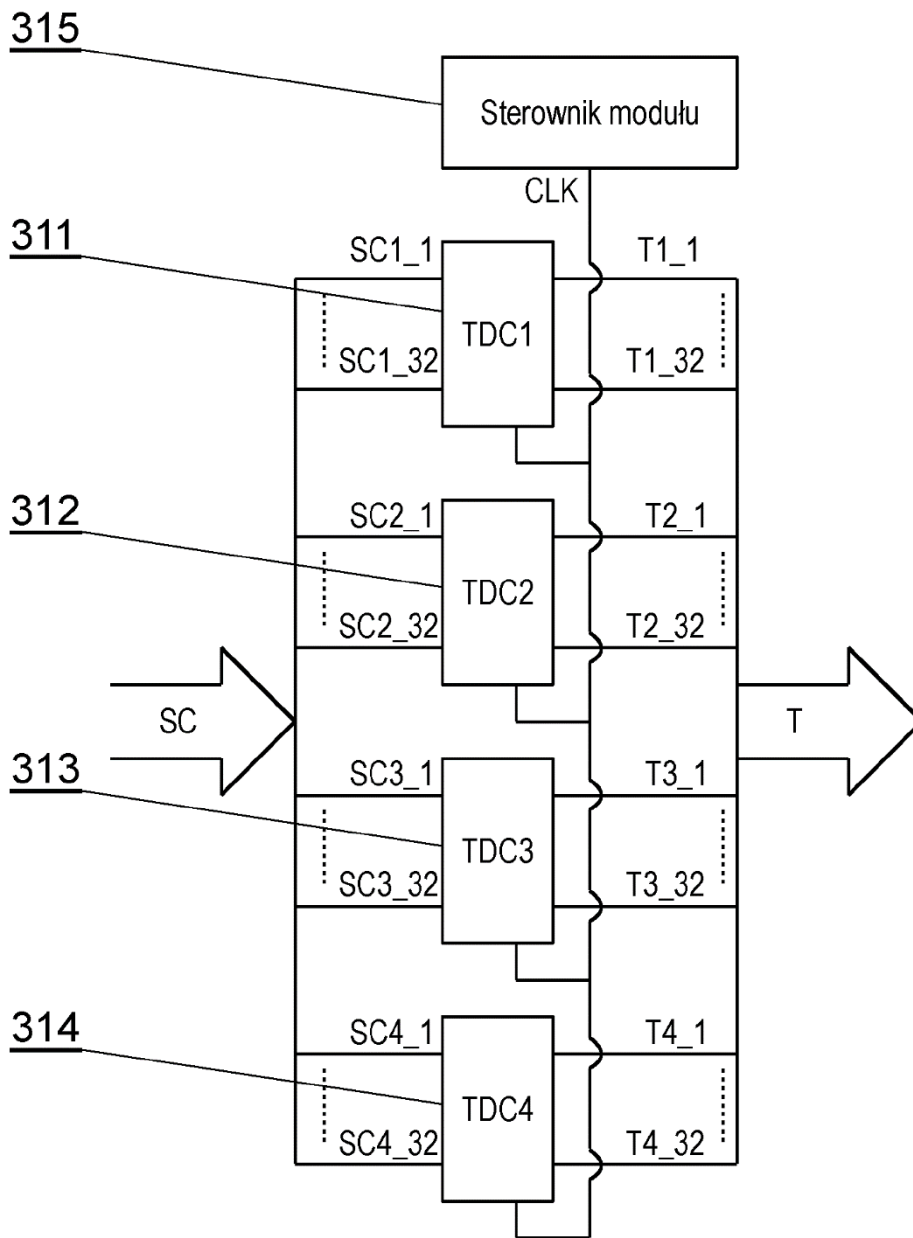
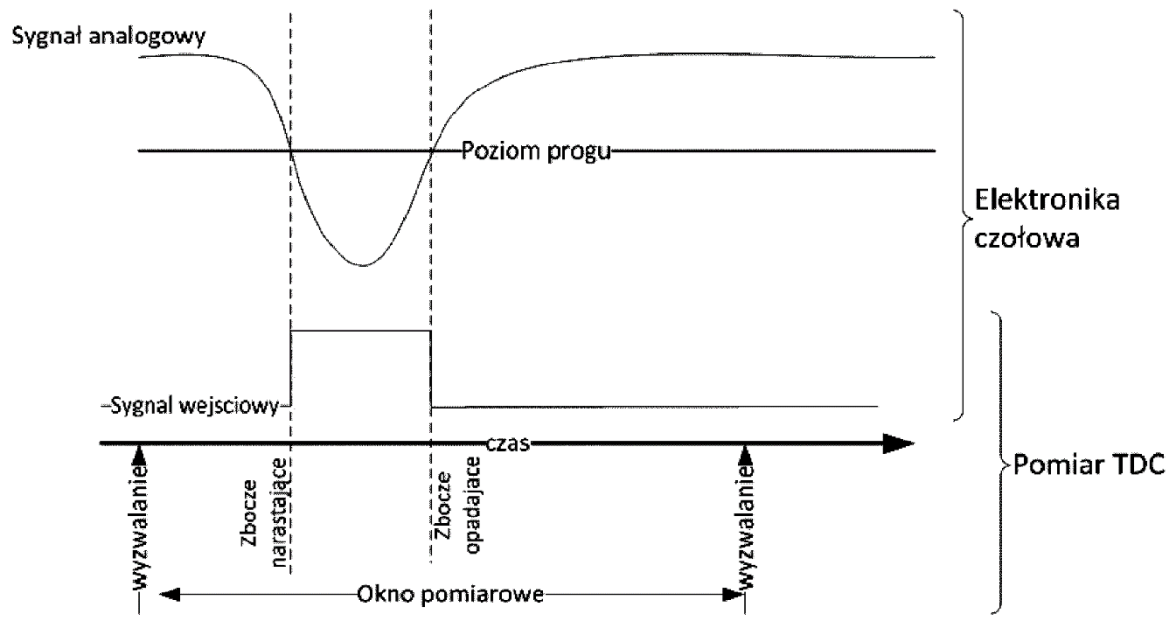


Fig. 3

**Fig. 4**