

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **218733**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **388556**

(51) Int.Cl.

G01T 1/29 (2006.01)

G01T 1/20 (2006.01)

G01T 1/164 (2006.01)

(22) Data zgłoszenia: **16.07.2009**

(54) **Urządzenie matrycowe i sposób wyznaczania miejsca i czasu reakcji kwantów gamma**

(43) Zgłoszenie ogłoszono:

17.01.2011 BUP 02/11

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:

30.01.2015 WUP 01/15

(73) Uprawniony z patentu:

UNIwersytet Jagielloński, Kraków, PL

(72) Twórca(y) wynalazku:

PAWEŁ MOSKAL, Czułówek, PL

(74) Pełnomocnik:

recz. pat. Adam Pawłowski

PL 218733 B1

Opis wynalazku

Przedmiotami wynalazku są urządzenie matrycowe i sposób wyznaczania miejsca i czasu reakcji kwantów gamma. Bardziej szczegółowo wynalazek opisuje rozwiązanie umożliwiające określanie rozkładu przestrzennego stężenia wybranej substancji w organizmie oraz zmian tego stężenia w czasie.

Pozytonowa Tomografia Emisyjna polega na określaniu rozkładu przestrzennego stężenia wybranej substancji w organizmie oraz zmian tego stężenia w czasie. W tym celu podaje się pacjentowi farmaceutyk znakowany izotopem promieniotwórczym. Znacznik promieniotwórczy dobiera się tak by rozpadał się poprzez emisję pozytonów. W tomografii wykorzystuje się fakt iż pozyton ze znacznika i elektron z atomów pacjenta anihilują przy zetknięciu się ze sobą a ich masa zamienia się w energię w postaci kwantów gamma. Najczęściej są to dwa lecące na przeciwko siebie kwanty gamma o energii wynoszącej 511 keV. Proces anihilacji pozytonu z elektronem następuje z reguły w odległości kilku milimetrów od miejsca rozpadu znacznika. Ten fakt stanowi naturalne ograniczenie do kilku milimetrów na ostrość obrazu. Tomograf PET pozwala na zlokalizowanie znacznika promieniotwórczego poprzez pomiar kierunku lotu wyemitowanych kwantów anihilacyjnych. Detektory promieniowania ułożone są zwykle w warstwy tworzące pierścień wokół badanego pacjenta. Obecnie we wszystkich komercyjnych tomografach PET jako detektorów promieniowania używa się nieorganicznego materiału scyntylicyjnego. Kwant gamma wpadający do scyntyлятора może przekazać część lub całość swojej energii elektronowi wybijając go z powłoki atomowej. Wybity elektron w wyniku jonizacji i ekscytacji atomów lub molekuł scyntyлятора wywołuje w nim błyski światła, które następnie zamieniane są na impulsy elektryczne za pomocą przyłożonych do scyntylatorów fotopowielaczy. Liczba fotonów wytworzonych w materiale scyntyлятора jest proporcjonalna do energii, którą kwant gamma przekazał elektronowi. Z kolei ładunek sygnału elektrycznego generowanego przez fotopowielacze jest proporcjonalny do liczby fotonów padających na okno fotopowielacza. Dla energii kwantów gamma wynoszącej 511 keV istotne są tylko dwa procesy zwane efektem fotoelektrycznym oraz efektem Comptona. W pierwszym z nich kwant gamma przekazuje elektronowi całą swoją energię a w drugim tylko część, która dodatkowo zmienia się wraz z kątem rozproszenia elektronu. W wyniku tych procesów widmo ładunków rejestrowanych sygnałów składa się z ciągłego widma Comptonowskiego oraz maksimum odpowiadającemu zajściu efektu fotoelektrycznego. Wyodrębnienie tego maksimum pozwala na odróżnienie przypadków gdy do scyntyлятора dotarły niezaburzone kwanty anihilacyjne o energii 511 keV od innych kwantów gamma. Dla kwantów gamma o energii 511 keV i materiału o małej liczbie atomowej w procesie absorpcji dominuje efekt Comptona, natomiast efekt fotoelektryczny może odgrywać znaczącą rolę tylko dla pierwiastków ciężkich.

W obecnych tomografach PET używa się kryształów scyntylicyjnych, z reguły bloków o wymiarach kilku centymetrów, ponacinanych dodatkowo na mniejsze elementy o rozmiarach około 0,5 cm x 0,5 cm, które poprzedzielane są materiałem odbijającym światło. Do tylnej części każdego bloku przyłożone są fotopowielacze, które zamieniają docierające do nich impulsy świetlne na impulsy elektryczne. Taki układ pozwala wyznaczyć miejsce gdzie zareagował kwant gamma z dokładnością do wielkości małego elementu. W dalszej analizie, przy rekonstrukcji obrazu przyjmuje się, zatem, że kwant gamma został zaabsorbowany w środku elementu. Nieznajomość głębokości interakcji kwantu gamma (DOI z ang. *depth of interaction*) jest jedną z istotnych przyczyn ograniczających rozdzielczość obrazów. Zniekształcenia obrazu są tym większe im dalej od osi tomografu zaszła anihilacja i im grubsze są bloki scyntyлятора. Dlatego możliwość wyznaczenia DOI miałaby szczególny wpływ na poprawę obrazowania całego ciała poprzez polepszenie rozdzielczości daleko od osi oraz zwiększenie wydajności poprzez możliwość zastosowania grubszych scyntylatorów. Jednak obecnie żaden z komercyjnych tomografów nie posiada takiej możliwości. Innym sposobem polepszania rozdzielczości obrazu tomograficznego jest obliczanie punktu anihilacji wzdłuż linii lotu kwantów anihilacyjnych na podstawie pomiaru różnicy czasu pomiędzy dotarciem kwantu gamma do detektorów. W literaturze technikę tę nazywa się TOF od ang. *Time Of Flight*, a tomografy PET wykorzystujące pomiar czasu nazywane są odpowiednio PET-TOF. Do wydajnego zastosowania tej techniki wymagane byłyby czasowe zdolności rozdzielcze rzędu kilkudziesięciu pikosekund, nieosiągalne w obecnych tomografach bazujących na scyntylatorach nieorganicznych.

W zgłoszeniu patentowym US 2006060823 (opubl. 2006-03-26) opisano wynalazek dotyczący detekcji promieniowania z zastosowaniem elastycznego scyntyлятора kompozytowego utworzonego w wyniku szybkiego mieszania gęstego domieszkowanego pierwiastkami ziem rzadkich oksyortokrzemianu (np. LSO:Ce, LSO:Sm czy GSO:Ce) ze środkiem wiążącym, który jest przepuszczalny względem promieniowania emitowanego ze scyntyлятора. Kompozyty są jednolite i mogą być wykonane

w dużych rozmiarach i różnorodnych kształtach. Co istotne, kompozyt taki może emitować promieniowanie w zakresie odpowiadającym zakresowi odpowiedzi fotopowielacza (ok. 400 nm) co zwiększa wydajność detektora.

W zgłoszeniu patentowym US 2008237470 (opubl. 2008-10-02) przedstawiono detektor scyntylacyjny zawierający nanocząsteczki składnika scyntylacyjnego zatopione w matrycy materiału tworzywa sztucznego. Nanocząstki mogą być wykonane z takich materiałów jak tlenki metali, oksyhalogenki metali, oksysiarczki metali czy halogenki metali. Opracowano nowe sposoby wytwarzania nanocząstek, w których cząstki mogą być powlekane składnikami organicznymi lub polimerami przed etapem wtopienia w matrycę tworzywa sztucznego. Opracowano także technikę dopasowywania współczynnika odbicia matrycy tworzywa sztucznego i nanocząsteczek przez zastosowanie nanocząstek dwutlenku tytanu. Scyntylator może być zespolony z co najmniej jednym fotodetekтором tworząc scyntylacyjny system detekcyjny, który może być dostosowany do stosowania w układach promieniowania X oraz układach obrazowania, jak np.: cyfrowe obrazowanie promieniowania X, mammografia, CT, PET czy SPECT lub też w detektorach promieniowania podziemnego.

W zgłoszeniach patentowych US 2008296505 (opubl. 2008-12-04) oraz WO 2007082126 (opubl. 2007-07-19) opisano sposób rekonstrukcji obrazów czasu przelotu fotonów (TOF), który obejmuje uzyskiwanie zarysu obrazowanego obiektu w obszarze badania (14) systemu obrazowania (10). Zdarzenia powiązane z emitowanym z obiektu promieniowaniem rejestrowane są i przetwarzane w dane elektroniczne. Usuwane są sygnały elektryczne odpowiadające za zdarzenia promieniowania na zewnątrz obiektu w wyniku czego końcowe obrazy rekonstruowane są z pozostałych w wyniku tej operacji danych elektronicznych.

W zgłoszeniu patentowym US 2004173752 (opubl. 2004-09-09) wykazano, że w przypadku zastosowania określonych hybrydowych organicznych/nieorganicznych związków perowskitu jako materiałów scyntylatora, promieniowanie z zakresu optycznego generowane jest z szybkością rzędu subnanosekund, a sam scyntylator używany może być jako detektor promieniowania gamma w tomografii PET. Tomograf PET, zgodnie z wynalazkiem, zawiera scyntylator na bazie hybrydowych organicznych/nieorganicznych związków perowskitu wybranych spośród związków o określonym wzorze. Szybkość odpowiedzi znanych w stanie techniki scyntylatorów stosowanych w tomografii PET była dotychczas bardzo ograniczona, gdyż istniało ograniczenie uzyskiwanej tą metodą czasowej zdolności rozdzielczej. W celu rozwiązania tego problemu szybkość odpowiedzi scyntylatora w przybliżeniu powinna wynosić 0,1 ns. W omawianym dokumencie podano metodę wytwarzania i skład takich scyntylatorów o wielkości rzędu kilku centymetrów sześciennych. Jednak w celu osiągnięcia rozdzielczości pozycyjnej wzdłuż linii odpowiedzi, która byłaby rzędu naturalnego rozmycia wynikającego z długości absorpcji pozytonów w ciele pacjenta, wymagana zdolność rozdzielcza musi być lepsza niż 50 ps, a ekonomiczne obrazowanie całego człowieka stwarza potrzebę wytwarzania szybkich scyntylatorów o rozmiarach rzędu metra.

W zgłoszeniu patentowym EP 2047297 (opubl. 2008-04-21) przedstawiono tomograf PET (100) wykorzystujący pomiar czasu przelotu (*time-of-flight*) zawierający detektor (106), system (120) zbierania danych, system zgodności (122) oraz urządzenie rekonstruujące (129). Elementy obrazowania wpływają na czasową rozdzielczość systemu (100) tak, że dane pozytonowe, które zbierane są wzdłuż różnych kierunków odpowiedzi charakteryzowane są różnymi rozdzielczościami czasowymi. Odmienne czasowe rozdzielczości stosowane są do określania położenia zarejestrowanych zdarzeń wzdłuż odpowiednich linii odpowiedzi.

Pomimo opisanych powyżej badań poświęconych otrzymaniu rozwiązań umożliwiających wyznaczenie miejsca i czasu reakcji kwantów gamma wykorzystanych w emisyjnej tomografii pozytonowej istnieje ciągła potrzeba uzyskania skutecznego rozwiązania umożliwiającego detekcję promieniowania z zastosowaniem scyntylatora plastikowego domieszkowanego atomami o dużej liczbie atomowej, który pozwoliłby na uzyskanie czasowych zdolności rozdzielczych wymaganych do efektywnego zastosowania techniki TOF oraz określania głębokości interakcji (DOI), a także znacznego obniżenia kosztów produkcji tomografów PET ze względu na stosunkowo łatwą możliwość produkcji scyntylatorów organicznych w dowolnych rozmiarach.

Celem niniejszego wynalazku jest dostarczenie środków, które mogłyby być wykorzystane do wytwarzania rozwiązań umożliwiających wyznaczenie miejsca i czasu reakcji kwantów gamma wykorzystanych w emisyjnej tomografii pozytonowej, przy jednoczesnej poprawie obrazowania poprzez polepszenie rozdzielczości daleko od osi oraz zwiększenie wydajności.

Realizacja tak określonego celu i rozwiązanie opisanych w stanie techniki problemów związanych z pomiarem czasu przelotu, ograniczeniami uzyskiwanej czasowej zdolności rozdzielczej, oraz wyznaczania głębokości interakcji, została osiągnięta w niniejszym wynalazku.

Przedmiotem wynalazku jest urządzenie matrycowe do wyznaczania miejsca i czasu reakcji kwantów gamma zbudowane z komory scyntylicyjnej, charakteryzuje się tym, że komora scyntylicyjna zawiera płyty scyntylicyjne zbudowane ze scyntylicatora plastikowego domieszkowanego atomami, o liczbie atomowej co najmniej 50 i, że powierzchnie płyt scyntylicyjnych odbijają fotony padające na powierzchnię od wewnątrz pod kątem większym od tzw. kąta granicznego, oraz że fotopowielacze stanowią ściany detekcyjne rejestrujące z każdej strony impulsy świetlne wydobywające się na zewnątrz komory scyntylicyjnej, a także że powstałe impulsy świetlne zamieniane są na sygnały elektryczne za pomocą macierzy fotopowielaczy znajdujących się między płytami scyntylicyjnymi, a obudową całego urządzenia, przy czym fotopowielacze przytwierdzone są do płyty mocującej, która przymocowana jest do obudowy osłaniającej i podtrzymującej całe urządzenie, do którego przymocowana jest rama, w której osadzone są płyty scyntylicyjne, zaś płyta mocująca do podtrzymywania fotopowielaczy posiada sieć wyciętych otworów, których wielkość i kształt dopasowane są do wielkości i kształtu obudowy fotopowielaczy, przy czym między fotopowielaczami, a płytami scyntylicyjnymi pozostawiona jest warstwa powietrza.

Korzystnie, gdy napięcie do dynod fotopowielaczy rozprowadzane jest przez dzielniki napięcia, które są dobrane do typu fotopowielacza, i że napięcie do dzielnika jest doprowadzane przez kable napięciowe z zasilacza umieszczonego w obudowie na układy elektroniczne, przylegającej do obudowy fotopowielaczy, a sygnały z fotopowielaczy doprowadzane są do układów elektronicznych kablami sygnałowymi.

Korzystnie, gdy płyty scyntylicyjne połączone są za pomocą kleju optycznego o współczynniku załamania światła zbliżonym do współczynniku załamania materiału, z którego wykonane są płyty scyntylicyjne, przy czym zbliżone co do wartości współczynniki światła minimalizują odbicia fotonów w miejscach łączenia płyt.

Korzystnie, gdy płyty scyntylicyjne oddzielone są od wnętrza komory za pomocą folii światłoszczelnej.

Korzystnie, gdy od strony pacjenta widoczna jest osłona plastikowa.

Korzystnie, gdy ściany fotopowielaczy można podzielić na boczne prawą (P), lewą (L), górną (G) i dolną (D), oraz rejestrujące światło w części przedniej (F) i tylnej (T).

Kolejnym przedmiotem wynalazku jest sposób wyznaczania miejsca i czasu reakcji kwantów gamma, charakteryzujący się tym, że powierzchnie płyt scyntylicyjnych odbijają fotony padające na powierzchnię od wewnątrz pod kątem większym od kąta granicznego, oraz że fotopowielacze stanowią ściany detekcyjne rejestrują z każdej strony impulsy świetlne wydobywające się na zewnątrz płyt scyntylicyjnych, a także że powstałe impulsy świetlne zamieniają się na sygnały elektryczne za pomocą macierzy fotopowielaczy znajdujących się między płytami scyntylicyjnymi, a obudową całego urządzenia, przy czym fotony światła, powstałe w wyniku zaabsorbowania kwantu gamma w materiale scyntylicatora, które docierają do powierzchni płyty pod kątem mniejszym od kąta granicznego wylatują na zewnątrz i rejestruje się przez fotopowielacze otaczające komorę scyntylicyjną, przy czym do analizy danych w pierwszym kroku selekcjonuje się te zdarzenia, dla których zostały zarejestrowane sygnały w fotopowielaczach w co najmniej trzech ścianach spośród ścian prawej (P), lewej (L), górnej (G) lub dolnej (D) oraz w fotopowielaczach w ścianach rejestrujących światło w części przedniej (F) i tylnej (T), a następnie do dalszej obróbki bierze się tylko te sygnały, które są w obrębie ustalonego przedziału czasowego, po czym wyznacza się wstępnie położenie miejsca reakcji kwantu w płaszczyźnie płyty po czym na podstawie rozkładu amplitud sygnałów w fotopowielaczach na bokach płyty wyznacza się głębokości punktu reakcji kwantu gamma (DOI), a następnie wyznacza się linie LOR, przy czym na podstawie punktu reakcji i znajomości amplitud i czasów sygnałów zarejestrowanych w fotopowielaczach wyznacza się energię zdeponowaną przez kwant gamma w materiale scyntylicatora oraz czas zajścia reakcji, oblicza się miejsce anihilacji wzdłuż linii LOR, wyznacza się punkt anihilacji, po czym dostarczony zbiór zrekonstruowanych linii LOR oraz położenia punktów anihilacji wzdłuż tych linii dostarczają obraz tomograficzny.

Korzystnie, gdy między fotopowielaczami, a komorą scyntylicyjną pozostawia się warstwę powietrza, i że sygnały świetlne rejestruje się przez większą liczbę fotopowielaczy w wyniku załamania linii światła wychodzącego z płyt scyntylicyjnych do powietrza.

Korzystnie, gdy układ elektroniczny przetwarza amplitudę i czas powstania sygnałów na liczby, które w postaci binarnej przesyła się do komputera, gdzie na ich podstawie następuje rekonstrukcja obrazu rozkładu gęstości znacznika promieniotwórczego w ciele pacjenta.

Korzystnie, gdy położenie miejsca reakcji kwantu w płaszczyźnie płyty (x-y) określa się na trzy niezależne sposoby, uwzględniając położenia fotopowielaczy oraz amplitudy sygnałów fotopowielaczy z warstw przedniej (F) i tylnej (T), amplitudy sygnałów fotopowielaczy z warstw bocznych, czas sygnałów fotopowielaczy z warstw przedniej i tylnej, zaś jako wynik końcowy bierze się średnią z tych wielkości ważoną odpowiednimi niepewnościami pomiarowymi.

Korzystnie, gdy głębokość punktu reakcji kwantu gamma (DOI) wyznacza się na podstawie rozkładu amplitud sygnałów w fotopowielaczach na bokach płyty, przy czym na podstawie punktu reakcji i znajomości amplitud i czasów sygnałów zarejestrowanych w fotopowielaczach wyznacza się energię zdeponowaną przez kwant gamma w materiale scyntyлятора oraz czas zajęcia reakcji, po czym na podstawie dostarczonego zbioru zrekonstruowanych linii LOR oraz położenia punktów anihilacji wzdłuż tych linii uzyskuje się obraz tomograficzny.

Korzystnie, gdy energię zdeponowaną przez kwant gamma w materiale scyntyлятора oraz czas zajęcia reakcji wyznacza się uwzględniając liczbę wszystkich fotopowielaczy, które dały sygnał w wyniku reakcji jednego z kwantów gamma, odległość pomiędzy punktem reakcji a środkiem okna fotopowielacza (Δr_i), stałą kalibracyjną (v_s) odpowiadającą prędkości sygnału świetlnego w scyntyляторze, stałą kalibracyjną (λ) oznaczającą tłumienie sygnału, oraz niepewność wyznaczania amplitudy (σ).

Korzystnie, gdy stosuje się go w emisyjnej tomografii pozytonowej.

Załączony rysunek umożliwia lepsze wyjaśnienie istoty rozwiązania, przy czym:

figura 1 przedstawia ogólny schemat urządzenia, które składa się z komory scyntyacyjnej **1**, do której wsuwa się pacjenta (po zaaplikowaniu radio-farmaceutyku), za pomocą platformy umożliwiającej wsuwanie pacjenta do wnętrza komory scyntyacyjnej **7**;

figura 2 przedstawia przykładowe ułożenie płyt scyntyacyjnych **8**;

figura 3 przedstawia fotopowielacze **10**, które stanowią ściany detekcyjne rejestrujące z każdej strony impulsy świetlne wydobywające się na zewnątrz komory scyntyacyjnej;

figura 4 przedstawia przykładowe mocowanie fotopowielaczy; zaś **fig. 4a** - przedstawia zestaw fotopowielacz - dzielnik napięcia, a **fig. 4b** fragment płyty **11** do mocowania fotopowielacza;

figura 5 ukazuje przekrój poziomy przez komorę scyntyacyjną z obudową **2** i fotopowielaczami **10**;

figura 6 przedstawia przykładowe światłoszczelne mocowanie fotopowielacza do płyty mocującej za pomocą uchwyty połączonego z osłoną fotopowielacza;

figura 7 przedstawia przykładowy schemat logiczny układu elektronicznego, który umożliwia uzyskanie informacji o amplitudzie i czasie powstania impulsów w fotopowielaczach.

Przy czym poszczególne nr na figurach oznaczają:

1 - komora scyntyacyjna do badania pacjenta; 2 - obudowa komory i fotopowielaczy, 3 - obudowa na układy elektroniczne, 4 - komputer do rekonstrukcji obrazu, 5 - monitor, 6 - drukarka, 7 - platforma umożliwiająca wsuwanie pacjenta do wnętrza komory scyntyacyjnej, 8 - płyty scyntyacyjne, 9 - płyty sklezione są klejem optycznym o współczynniku załamania światła zbliżonym do współczynniku załamania światła dla scyntyatorów $n \approx 1,58$, 10 - fotopowielacz, przy czym 10D, 10G, 10P, 10L, 10F, 10T - to dolna, górna, prawa, lewa, przednia i tylna ściana fotopowielaczy, 11 - płyta do mocowania fotopowielaczy, 12 - rama do mocowania komory scyntyacyjnej, 13 - warstwa powietrza, 14 - dzielnik napięcia, 15, 16 - kable doprowadzające wysokie napięcie zasilające oraz kable sygnałowe; gdzie 15 - kabel do zasilania, 16 - kabel sygnałowy, 17 - światłoszczelna folia, 18 - plastikowa osłona wewnętrzna komory scyntyacyjnej, 19 - uchwyt mocujący, 20 - osłona fotopowielacza, 21 - uszczelka, 22 - śruba, 23 - światłoszczelne wyprowadzenie kabli: zasilającego i sygnałowego, 24 - kable sygnałowe, 25 - układ rozdzielający sygnały, 26 - układ opóźniający sygnały, 27 - ADC - konwerter ładunkowo-liczba, 28 - TDC - konwerter czas-liczba, 29 - dyskryminator wielokanałowy, 30 - układ liczący krotkość sygnałów μ , 31 - układ koincydencyjny.

W celu lepszego zrozumienia przedmiotowego rozwiązania poniżej przedstawiono przykładowe wykonanie wynalazku.

Przykład

Na figurze 1 przedstawiono ogólny schemat urządzenia, które składa się z komory scyntyacyjnej **1**, do której wsuwa się pacjenta po zaaplikowaniu radio-farmaceutyku. Kwanty gamma powstające w wyniku rozpadu znacznika promieniotwórczego w ciele pacjenta wywołują w komorze scyntyacyjnej błyski światła. Powstałe impulsy świetlne zamieniane są na sygnały elektryczne za pomocą macierzy

fotopowielaczy znajdujących się między komorą scyntylicyjną, a obudową całego urządzenia 2. Sygnały z fotopowielaczy przesyłane są kablami do układów elektronicznych znajdujących się w obudowie 3 przylegającej do obudowy fotopowielaczy. Układ elektroniczny przetwarza amplitudę i czas powstania sygnałów na liczby, które w postaci binarnej przesyłane są do komputera 4, gdzie na ich podstawie następuje rekonstrukcja obrazu rozkładu gęstości znacznika promieniotwórczego w ciele pacjenta. Obraz ten może być oglądany na ekranie monitora 5, drukowany 6 lub zapisywany na dysk w komputerze. W celu wykonania badań pacjent kładzie się na platformie 7, za pomocą której można wsunąć go do wnętrza komory scyntylicyjnej wyłożonej od strony pacjenta plastikową osłoną 18.

Komorą scyntylicyjną 1 składa się z płyt zbudowanych ze scyntylicyjnego plastiku domieszkowanego atomami o dużej liczbie atomowej, w tym przypadku ołowiu. Na figurze 2 przedstawiono przykładowe ułożenie płyt 8. Powierzchnie płyt scyntylicyjnych powinny być wycięte ostrzem diamentowym, lub wyszlifowane tak by odbijać fotony padające na powierzchnię od wewnątrz pod kątem większym od tzw. kąta granicznego. Płyty połączone są za pomocą kleju optycznego 9 o współczynniku załamania światła zbliżonym do współczynnika załamania materiału, z którego wykonane są płyty. Zbliżone co do wartości współczynnika światła minimalizują odbicia fotonów w miejscach łączenia płyt. Fotony światła, powstałe w wyniku zaabsorbowania kwantu gamma w materiale scyntylicyjnym, które dotrą do powierzchni płyty pod kątem mniejszym od kąta granicznego wylatują na zewnątrz i są rejestrowane przez fotopowielacze otaczające komorę scyntylicyjną. Jak ilustruje figura 3, fotopowielacze 10 stanowią ściany detekcyjne rejestrujące z każdej strony impulsy świetlne wydobywające się na zewnątrz komory scyntylicyjnej. Ściany fotopowielaczy można by podzielić na boczne: Prawa (10P), Lewa (10L), Górna (10G) i Dolna (10D), oraz rejestrujące światło w części Przedniej (10F) i Tylnej (10T).

Na fig. 4, na przykładzie prawego dolnego rogu urządzenia pokazany jest przykład mocowania fotopowielaczy. Fotopowielacze przytwierdzone są do płyty mocującej 11, która z kolei przymocowana jest do obudowy osłaniającej i podtrzymującej całe urządzenie 2. Do tej obudowy przymocowana jest też rama 12, w której osadzone są płyty scyntylicyjne 8. Płyta do podtrzymywania fotopowielaczy 11 posiada sieć wyciętych otworów, których wielkość i kształt dopasowana jest do wielkości i kształtu obudowy fotopowielaczy, a względne ustawienie i odległość można optymalizować ze względu na wymaganą rozdzielczość i koszty urządzenia. Między fotopowielaczami a komorą scyntylicyjną pozostawiona jest warstwa powietrza 13. Powoduje ona, w wyniku załamania linii światła wychodzącego z płyt scyntylicyjnych do powietrza, że sygnały świetlne są rejestrowane przez większą liczbę fotopowielaczy, co w konsekwencji przyczynia się do polepszenia przestrzennej zdolności rozdzielczej urządzenia. Napięcie do dynod fotopowielaczy 10 rozprowadzane jest przy użyciu dzielników napięcia 14, które muszą być odpowiednio dobrane do typu fotopowielacza. Natomiast napięcie do dzielnika 14 jest doprowadzane przez kable napięciowe 15 z zasilacza umieszczonego w obudowie na układy elektroniczne oznaczonej numerem 3 na fig. 1. Sygnały z fotopowielaczy doprowadzane są do układów elektronicznych kablami sygnałowymi 16. Komora scyntylicyjna musi być odizolowana optycznie od pomieszczenia, w którym znajduje się tomograf. Dlatego zarówno mocowanie fotopowielaczy jak i mocowanie wewnętrznej osłony plastikowej komory musi być światłoszczelne. Przykładowe schematyczne rozwiązania pokazane są na figurach 5 i 6.

Na fig. 5 przedstawiono przekrój poziomy przez komorę scyntylicyjną z obudową 2 i fotopowielaczami 10. Płyty scyntylicyjne 8 oddzielone są od wnętrza komory za pomocą folii światłoszczelnej 17. Od strony pacjenta widoczna jest osłona plastikowa 18.

Na fig. 6 przedstawione jest przykładowe światłoszczelne mocowanie fotopowielacza 10 do płyty mocującej 11 za pomocą uchwyty 19 połączonego z osłoną fotopowielacza 20. Światłoszczelność zapewniają uszczelki 21.

Fig. 7 przedstawia przykładowy schemat logiczny układu elektronicznego, który umożliwia uzyskanie informacji o amplitudzie i czasie powstania impulsów w fotopowielaczach. Te z kolei wiążą się ściśle z czasem i amplitudą sygnałów świetlnych docierających do fotopowielaczy.

Program do analizy danych w pierwszym kroku selekcjonuje te zdarzenia, dla których zostały zarejestrowane sygnały w co najmniej trzech warstwach bocznych fotopowielaczy oraz w warstwach przedniej i tylnej. Do dalszej obróbki brane są tylko te sygnały, które są w obrębie ustalonego przedziału czasowego (kilka nanosekund). Następnie położenie miejsca reakcji kwantu w płaszczyźnie płyty (x-y) jest wstępnie wyznaczane na trzy niezależne sposoby według wzorów I, II i III, przy czym

$$x = \alpha \cdot \frac{\sum_{i=1}^{N_F} A_F^i - \beta}{\sum_{i=1}^{N_F} A_F^i + \sum_{i=1}^{N_T} A_T^i - \gamma} \quad (\text{wzór I})$$

gdzie

N_F i N_T - liczba fotopowielaczy, które dały sygnał w przedniej (F) i tylnej (T) warstwie,

α , β , γ - stałe kalibracyjne,

A_F^i - amplituda sygnału i-tego fotopowielacza w przedniej warstwie,

A_T^i - amplituda sygnału i-tego fotopowielacza w tylnej warstwie;

$$x = \frac{\sum_{i=1}^{N_P} x_i A_P^i}{\sum_{i=1}^{N_P} A_P^i} \quad (\text{wzór II}),$$

x_i - współrzędna x położenia i-tego fotopowielacza w płaszczyźnie P;

$$x = \left(\frac{1}{N_F} \sum_{i=1}^{N_F} t_i^F - \frac{1}{N_T} \sum_{i=1}^{N_T} t_i^T \right) \cdot v + \Delta \quad (\text{wzór III}),$$

gdzie

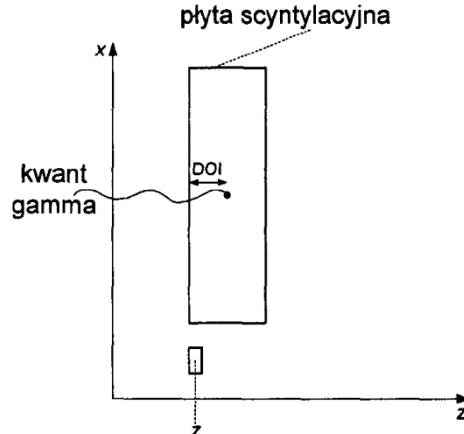
v , Δ - stałe kalibracyjne

t_i^F i t_i^T - czas sygnału i-tego fotopowielacza w odpowiednio przedniej i tylnej warstwie zaś jako wynik końcowy brana jest średnia z tych wielkości ważona odpowiednimi niepewnościami pomiarowymi.

Wzory I i II uwzględniają informacje o amplitudach sygnałów, natomiast wzór III bazuje na czasach dotarcia sygnałów świetlnych do fotopowielaczy. Wzór III bazuje tylko na informacji czasowej i jest charakterystyczny dla tego wynalazku. Znajomość rozkładu amplitud sygnałów w fotopowielaczach na bokach płyty daje możliwość wyznaczenia głębokości punktu reakcji kwantu gamma (DOI). Do obliczeń w pierwszym przybliżeniu stosuje się wzór IV:

$$DOI = \frac{1}{4} \left[\frac{\sum_i^{N_F} z_i A_F^i}{\sum_i^{N_F} A_F^i} + \frac{\sum_i^{N_T} z_i A_T^i}{\sum_i^{N_T} A_T^i} + \frac{\sum_i^{N_G} z_i A_G^i}{\sum_i^{N_G} A_G^i} + \frac{\sum_i^{N_D} z_i A_D^i}{\sum_i^{N_D} A_D^i} \right] \quad (\text{wzór IV}),$$

z_i - oznacza środek i-tego fotopowielacza wzdłuż osi z (grubość płyty).



Wyznaczanie głębokości punktu reakcji kwantu gamma (DOI) jest także cechą istotną tego wynalazku.

Znając współrzędne $r = (x, y, z)$ dla punktu reakcji dla obu kwantów gamma r_1 i r_2 wyznaczone są linie LOR.

Określenie punktu reakcji i znajomość amplitud i czasów sygnałów zarejestrowanych w fotopowielaczach umożliwia wyznaczenie energii zdeponowanej przez kwant gamma w materiale scyntylatora oraz czasu zajścia reakcji. Można to w przybliżeniu obliczyć według wzorów V i VI, gdzie wzór V:

$$t = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N t_i - \frac{\Delta r_i}{v_s} \quad (\text{wzór V}),$$

gdzie

N - liczba wszystkich fotopowielaczy, które dały sygnał w wyniku reakcji jednego z kwantów gamma,

Δr_i - odległość pomiędzy punktem reakcji a środkiem okna i-tego fotopowielacza

$$\Delta r_i = \left| \vec{r} - \vec{r}_i \right|$$

v_s - stała kalibracyjną odpowiadająca prędkości sygnału świetlnego w scyntylatorze, a wzór VI:

$$E = \frac{\sum_{i=1}^N A_i |\Delta r_i| 2 \cdot e \frac{\Delta r}{\lambda} / \sigma_i^2(A_i)}{\sum_{i=1}^N \frac{1}{\sigma_i^2(A_i)}} \quad (\text{wzór VI}),$$

gdzie

λ - stała kalibracyjną oznaczająca tłumienie sygnału,

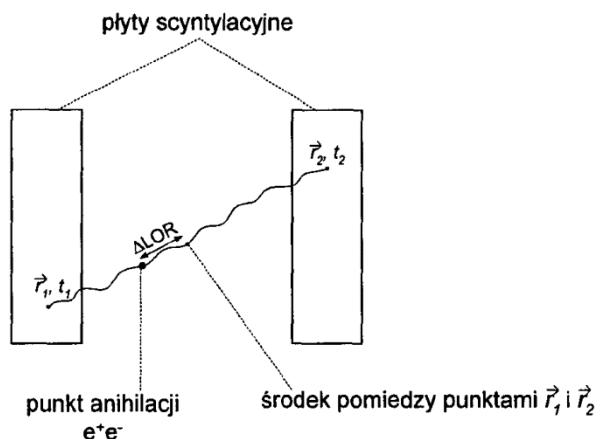
σ - niepewność wyznaczania amplitudy.

Znając r_1 , r_2 , t_1 i t_2 można obliczyć metodą TOF miejsce anihilacji wzdłuż linii LOR ze wzoru VII:

$$\Delta LOR = \frac{t_2 - t_1}{2} c \quad (\text{wzór VII}),$$

gdzie

c - prędkość światła.



Następnie punkt anihilacji \vec{r}_a → można wyznaczyć stosując wzór VIII:

$$\vec{r}_a = \frac{\vec{r}_1 + \vec{r}_2}{2} + \frac{\vec{r}_1 - \vec{r}_2}{r_1 - r_2} \cdot \Delta LOR \quad (\text{wzór VIII}).$$

Opisane urządzenie dostarcza zbiór zrekonstruowanych linii LOR oraz położenia punktów anihilacji wzdłuż tych linii. Na podstawie tych danych obraz tomograficzny uzyskuje się za pomocą technik obrazowania.

Zastrzeżenia patentowe

1. Urządzenie matrycowe do wyznaczania miejsca i czasu reakcji kwantów gamma zbudowane z komory scyntylacyjnej, **znamiennie tym**, że komora scyntylacyjna (1) zawiera płyty scyntylacyjne (8) zbudowane ze scyntylatora plastikowego domieszkowanego atomami, o liczbie atomowej co najmniej 50 i, że powierzchnie płyt scyntylacyjnych (8) odbijają fotony padające na powierzchnię od wewnątrz pod kątem większym od tzw. kąta granicznego, oraz że fotopowielacze (10) stanowią ściany detekcyjne rejestrujące z każdej strony impulsy świetlne wydobywające się na zewnątrz komory scyntylacyjnej, a także że powstałe impulsy świetlne zamieniane są na sygnały elektryczne za pomocą macierzy fotopowielaczy (10) znajdujących się między płytami scyntylacyjnymi (8), a obudową całego urządzenia (2), przy czym fotopowielacze (10) przytwierdzone są do płyty mocującej (11), która przymocowana jest do obudowy osłaniającej i podtrzymującej całe urządzenie (2), do którego przymocowana jest rama (12), w której osadzone są płyty scyntylacyjne (8), zaś płyta mocująca (11) do podtrzymywania

fotopowielaczy (10) posiada sieć wyciętych otworów, których wielkość i kształt dopasowane są do wielkości i kształtu obudowy fotopowielaczy (10), przy czym między fotopowielaczami (10), a płytami scyntylacyjnymi (8) pozostawiona jest warstwa powietrza (13).

2. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że napięcie do dynod fotopowielaczy (10) rozprowadzane jest przez dzielniki napięcia (14), które są dobrane do typu fotopowielacza, i że napięcie do dzielnika (14) jest doprowadzane przez kable napięciowe (15) z zasilacza umieszczonego w obudowie na układy elektroniczne (3), przylegającej do obudowy fotopowielaczy, a sygnały z fotopowielaczy doprowadzane są do układów elektronicznych kablami sygnałowymi (16).

3. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że płyty scyntylacyjne (8) połączone są za pomocą kleju optycznego (9) o współczynniku załamania światła zbliżonym do współczynniku załamania materiału, z którego wykonane są płyty scyntylacyjne (8), przy czym zbliżone co do wartości współczynniki światła minimalizują odbicia fotonów w miejscach łączenia płyt.

4. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że płyty scyntylacyjne (8) oddzielone są od wnętrza komory za pomocą folii światłoszczelnej (17).

5. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że od strony pacjenta widoczna jest osłona plastikowa (18).

6. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że ściany fotopowielaczy (10) można podzielić na boczne prawą (P), lewą (L), górną (G) i dolną (D), oraz rejestrujące światło w części przedniej (F) i tylnej (T).

7. Sposób wyznaczania miejsca i czasu reakcji kwantów gamma, **znamiennie tym**, że powierzchnie płyt scyntylacyjnych (8) odbijają fotony padające na powierzchnię od wewnątrz pod kątem większym od kąta granicznego, oraz że fotopowielacze (10) stanowiące ściany detekcyjne rejestrują z każdej strony impulsy świetlne wydobywające się na zewnątrz płyt scyntylacyjnych (8), a także że powstałe impulsy świetlne zamienia się na sygnały elektryczne za pomocą macierzy fotopowielaczy (10) znajdujących się między płytami scyntylacyjnymi (8), a obudową całego urządzenia (2), przy czym fotony światła, powstałe w wyniku zaabsorbowania kwantu gamma w materiale scyntylatora, które docierają do powierzchni płyty pod kątem mniejszym od kąta granicznego wylatują na zewnątrz i rejestruje się je przez fotopowielacze (10) otaczające komorę scyntylacyjną (i), przy czym do analizy danych w pierwszym kroku selekcjonuje się te zdarzenia, dla których zostały zarejestrowane sygnały w fotopowielaczach w co najmniej trzech ścianach spośród ścian prawej (P), lewej (L), górnej (G) lub dolnej (D) oraz w fotopowielaczach w ścianach rejestrujących światło w części przedniej (F) i tylnej (T), a następnie do dalszej obróbki bierze się tylko te sygnały, które są w obrębie ustalonego przedziału czasowego, po czym wyznacza się wstępnie położenie miejsca reakcji kwantu w płaszczyźnie płyty po czym na podstawie rozkładu amplitud sygnałów w fotopowielaczach (10) na bokach płyty (8) wyznacza się głębokości punktu reakcji kwantu gamma (DOI), a następnie wyznacza się linie LOR, przy czym na podstawie punktu reakcji i znajomości amplitud i czasów sygnałów zarejestrowanych w fotopowielaczach wyznacza się energię zdeponowaną przez kwant gamma w materiale scyntylatora oraz czas zajścia reakcji, oblicza się miejsce anihilacji wzdłuż linii LOR, wyznacza się punkt anihilacji, po czym dostarczony zbiór zrekonstruowanych linii LOR oraz położenia punktów anihilacji wzdłuż tych linii dostarczają obraz tomograficzny.

8. Sposób według zastrz. 7, **znamiennie tym**, że między fotopowielaczami, a komorą scyntylacyjną pozostawia się warstwę powietrza (13), i że sygnały świetlne rejestruje się przez większą liczbę fotopowielaczy (10) w wyniku załamania linii światła wychodzącego z płyt scyntylacyjnych (8) do powietrza.

9. Sposób według zastrz. 7, **znamiennie tym**, że układ elektroniczny przetwarza amplitudę i czas powstania sygnałów na liczby, które w postaci binarnej przesyła się do komputera (4), gdzie na ich podstawie następuje rekonstrukcja obrazu rozkładu gęstości znacznika promieniotwórczego w ciele pacjenta.

10. Sposób według zastrz. 7, **znamiennie tym**, że położenie miejsca reakcji kwantu w płaszczyźnie płyty (x-y) określa się na trzy niezależne sposoby, uwzględniając położenia fotopowielaczy (10) oraz amplitudy sygnałów fotopowielaczy z warstw przedniej (F) i tylnej (T), amplitudy sygnałów fotopowielaczy z warstw bocznych, czas sygnałów fotopowielaczy z warstw przedniej i tylnej, zaś jako wynik końcowy bierze się średnią z tych wielkości ważoną odpowiednimi niepewnościami pomiarowymi.

11. Sposób według zastrz. 7, **znamiennie tym**, że głębokość punktu reakcji kwantu gamma (DOI) wyznacza się na podstawie rozkładu amplitud sygnałów w fotopowielaczach na bokach płyty, przy czym na podstawie punktu reakcji i znajomości amplitud i czasów sygnałów zarejestrowanych

w fotopowielaczach wyznacza się energię zdeponowaną przez kwant gamma w materiale scyntylatora oraz czas zajścia reakcji, po czym na podstawie dostarczonego zbioru zrekonstruowanych linii LOR oraz położenia punktów anihilacji wzdłuż tych linii uzyskuje się obraz tomograficzny.

12. Sposób według zastrz. 7, **znamienny tym**, że energię zdeponowaną przez kwant gamma w materiale scyntylatora oraz czas zajścia reakcji wyznacza się uwzględniając liczbę wszystkich fotopowielaczy (10), które dały sygnał w wyniku reakcji jednego z kwantów gamma, odległość pomiędzy punktem reakcji a środkiem okna fotopowielacza (Δr_i), stałą kalibracyjną (v_s) odpowiadającą prędkości sygnału świetlnego w scyntylatorze, stałą kalibracyjną (λ) oznaczającą tłumienie sygnału, oraz niepewność wyznaczania amplitudy (σ).

13. Sposób według zastrz. 7 albo 10, **znamienny tym**, że stosuje się go w emisyjnej tomografii pozytonowej.

Rysunki

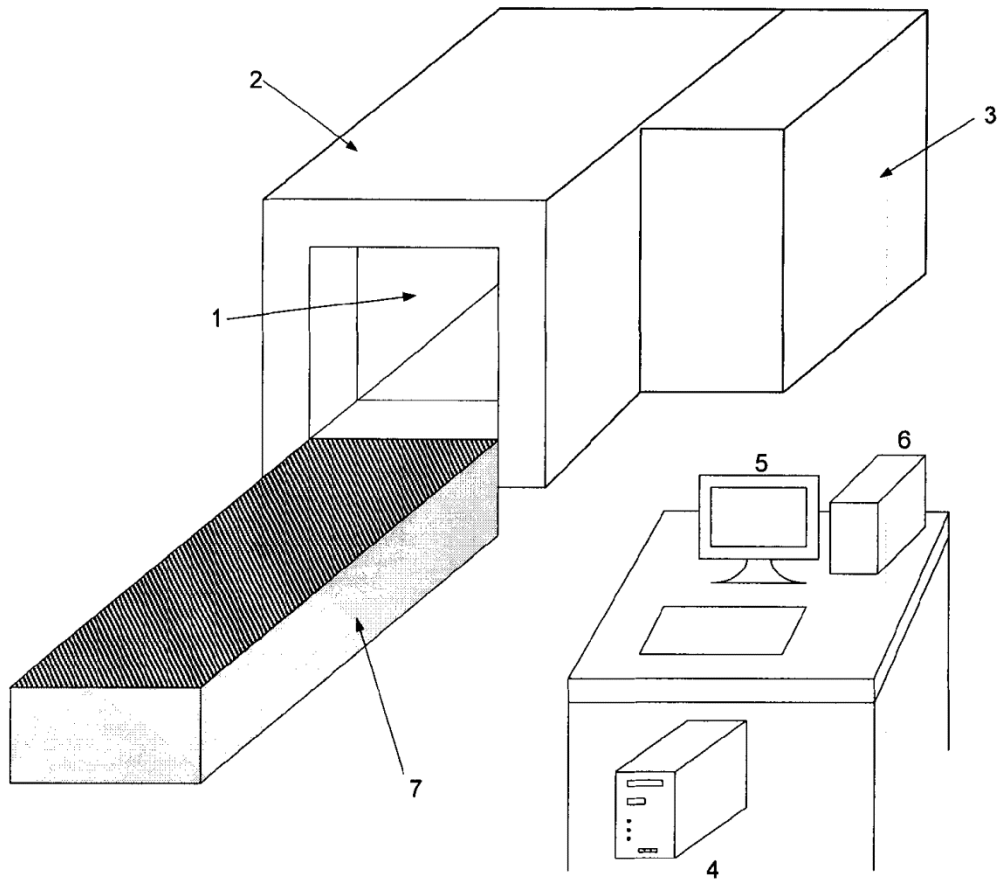


Fig. 1

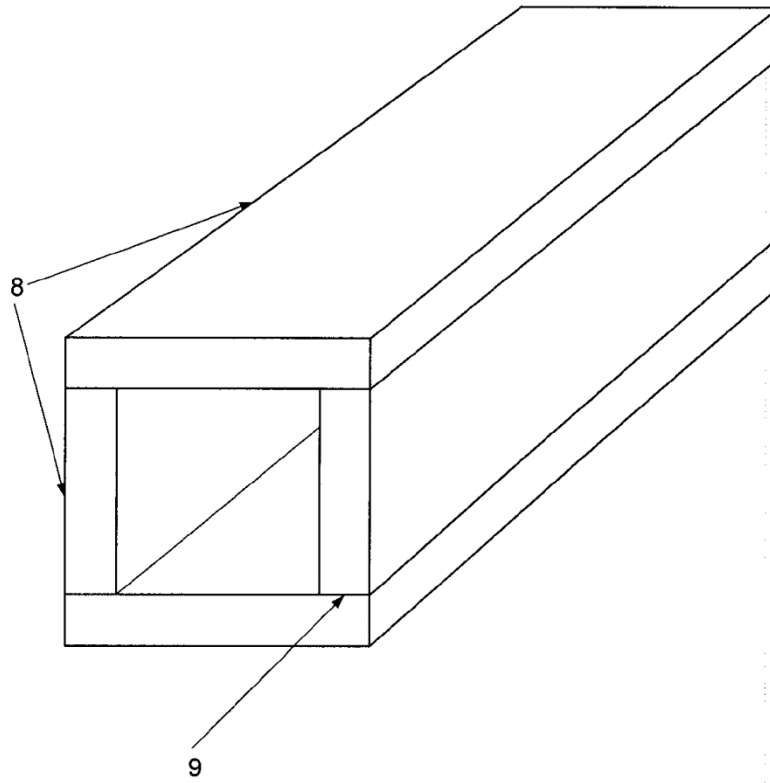


Fig. 2

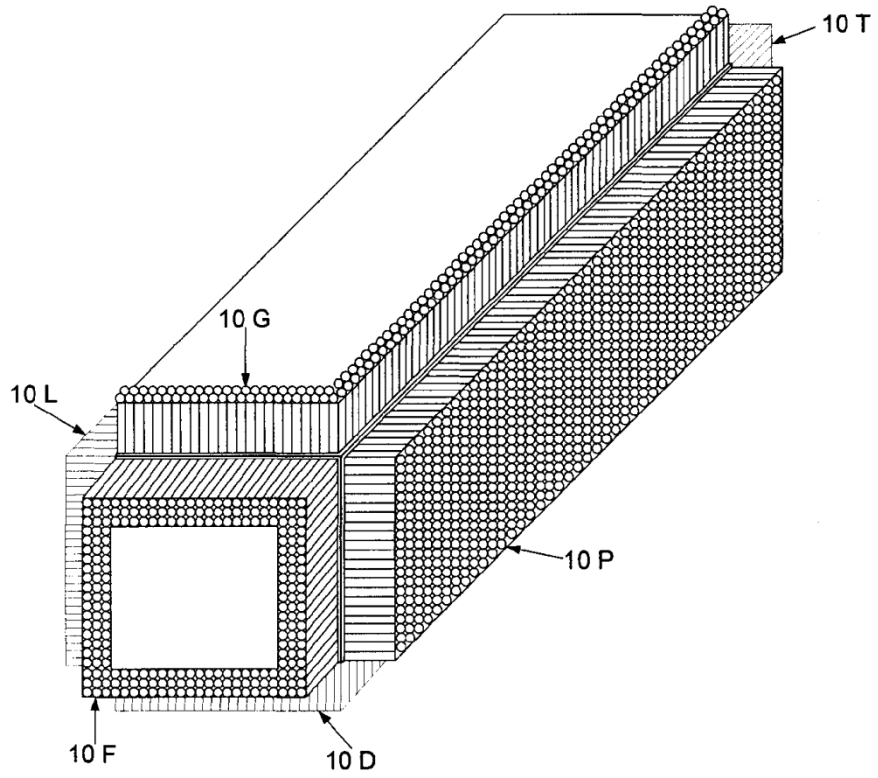


Fig. 3

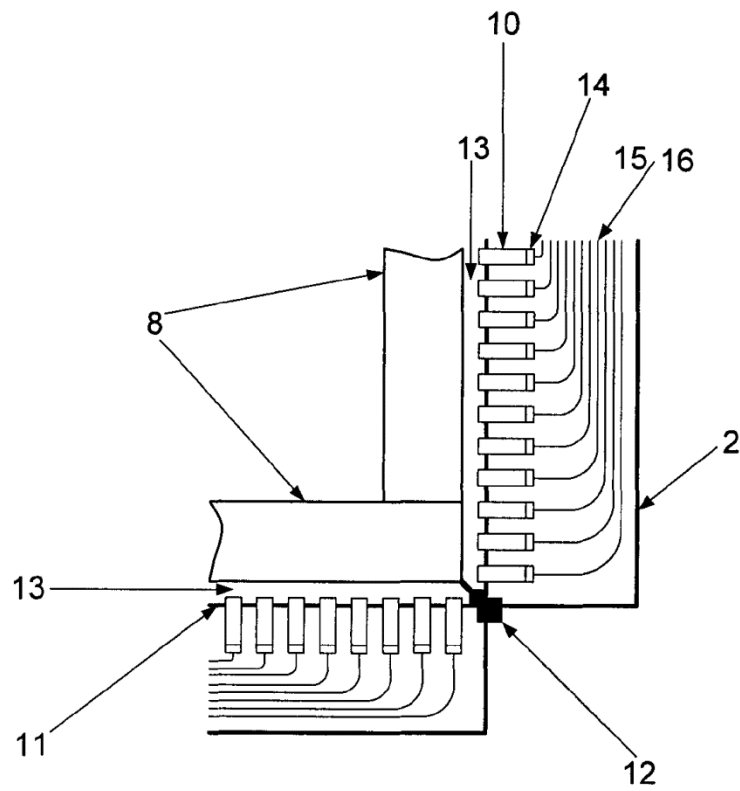


Fig. 4

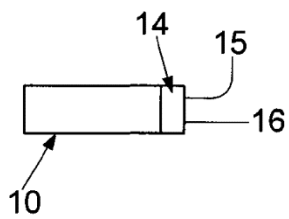


Fig. 4a

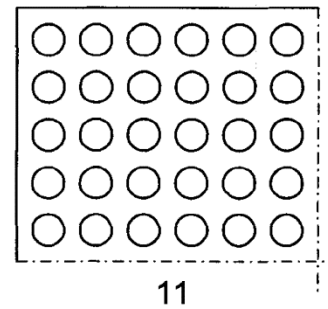


Fig. 4b

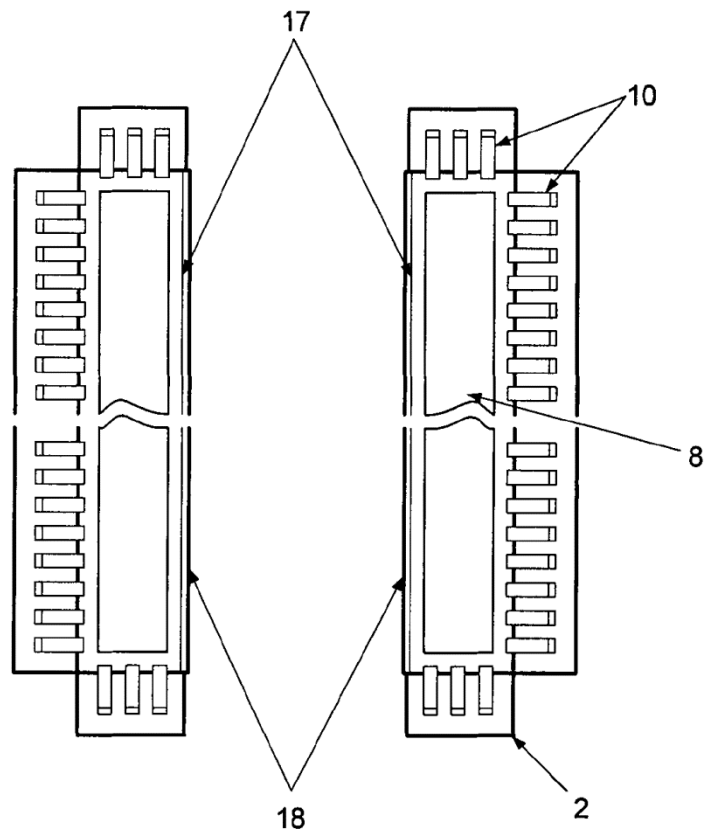
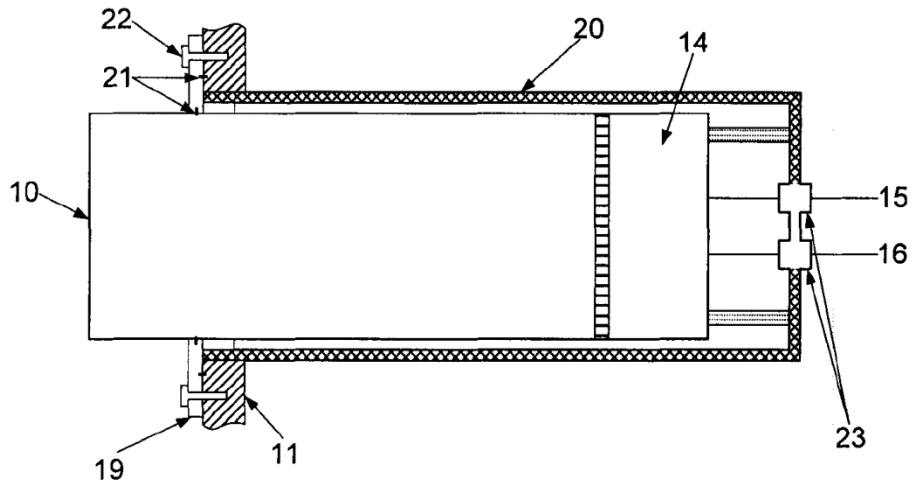


Fig. 5

**Fig. 6**

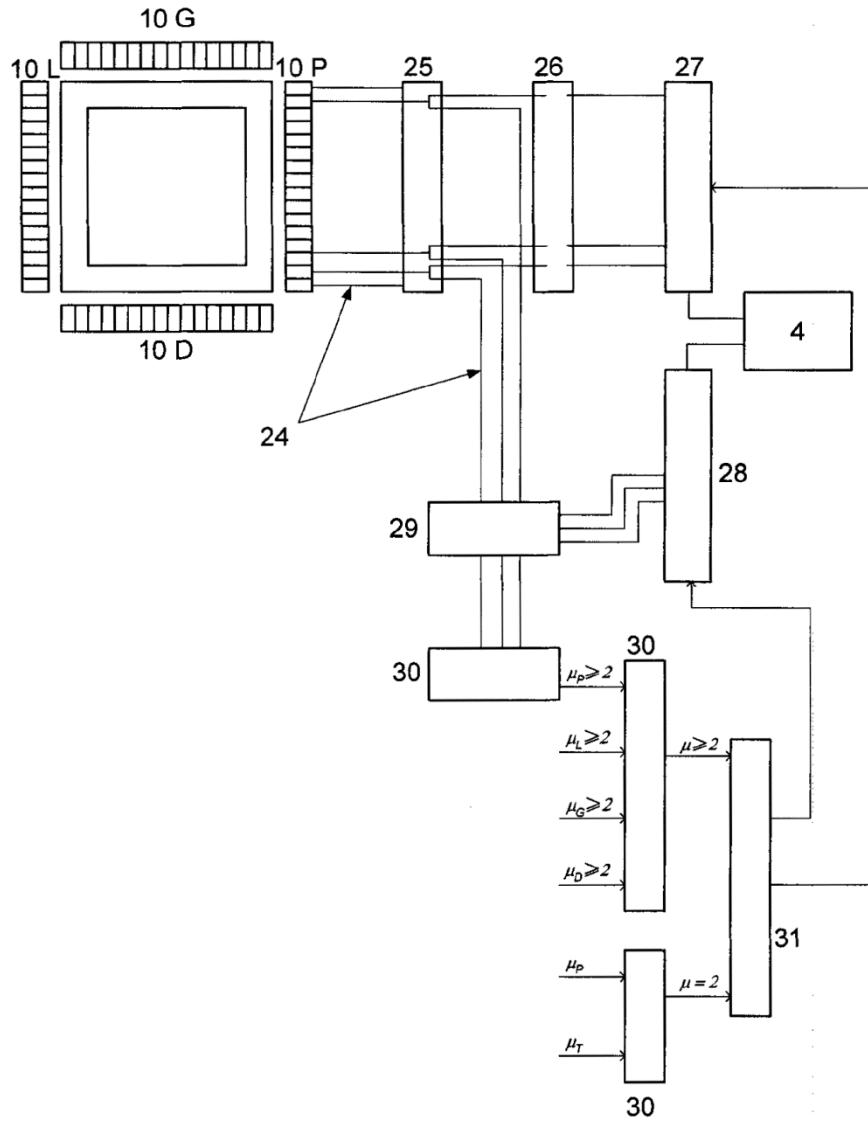


Fig. 7

