

**POLITECHNIKA WARSZAWSKA
WYDZIAŁ ELEKTRONIKI I TECHNIK INFORMACYJNYCH
INSTYTUT RADIOELEKTRONIKI
ZAKŁAD ELEKTRONIKI JĄDROWEJ I MEDYCZNEJ**

Laboratorium

PODSTAW OBRAZOWANIA MEDYCZNEGO

Ćwiczenie nr 2

Scyntygrafia

Opracował: mgr inż. Tomasz Olszewski

Warszawa, kwiecień 2009 r.

Podstawy Obrazowania Medycznego – Laboratorium

Ćwiczenie 2

Scyntygrafia



Zasady bezpieczeństwa

W ćwiczeniu symulowane są badania scyntygraficzne, przy czym stosowane są **izotopy promieniotwórcze**, które przy niewłaściwym stosowaniu mogą być **groźne dla zdrowia**.

W toku ćwiczenia niezbędne jest zachowanie następujących zasad bezpieczeństwa:

- 1) W ćwiczeniu należy stosować radioizotop lub radioizotopy wskazane przez osobę prowadzącą ćwiczenie, wyłącznie w sposób wynikający ze wskazówek tej osoby oraz z instrukcji do ćwiczenia.
- 2) Każdy izotop znajdujący się w sali zajęciowej powinien pozostawać w pojemniku ołowianym, z którego nie wolno go wyjmować. Wieczko pojemnika należy otwierać tylko na okres, gdy jest to niezbędne do ćwiczenia i zamykać na czas pozostały.
- 3) Izotopy powinny znajdować się przez cały czas trwania ćwiczenia na widocznym miejscu w sali zajęciowej, z której nie wolno ich wynosić.
- 4) Na zakończenie ćwiczenia wszelkie izotopy, znajdujące się w sali zajęciowej, muszą zostać w tej sali przekazane bezpośrednio osobie, prowadzącej ćwiczenie, a w razie konieczności – innej osobie, upoważnionej do prac z izotopami promieniotwórczymi.
- 5) Bez potrzeby nie należy pojemników z izotopami brać do ręki ani zbliżać się do nich. Ze względu na szkodliwość promieniowania dla wzroku nie wolno zaglądać do pojemnika z izotopem.

Wstęp

Scyntygrafia jest to technika diagnostyczna, pozwalająca na uzyskanie obrazów rozmieszczenia aktywnego biologicznie związku chemicznego, znakowanego izotopem – **radiofarmaceutyka** – w ciele pacjenta.

Z perspektywy historycznej urządzeniami technicznymi, stosowanymi w scyntyigrafii były **liczniki scyntylacyjne i scyntygrafy**, a obecnie są to kamery scyntylacyjne, zwane także **scyntykamerami**, gammakamerami lub kamerami Angera.

W scyntyigrafii **dwukrotnie** wykorzystywane są **procesy oddziaływania promieniowania elektromagnetycznego z materią**. W detektorze scyntylacyjnym lub w jego technicznym rozwinięciu – głowicy scyntykamery – najpierw promieniowanie γ oddziałuje z atomami **scyntylatora**, w którym przetwarzane jest na światło widzialne; następnie światło oddziałuje z atomami fotokatody w **fotopowielaczu**, w którym przetwarzane jest na strumień elektronów i w konsekwencji na sygnał elektryczny, wyprowadzany na zewnątrz.

Promieniowanie elektromagnetyczne, w tym m.in. promieniowanie γ oraz światło widzialne, można rozpatrywać jako:

– falę poprzeczną o częstotliwości ν [s^{-1}] i długości $\lambda = c/\nu$ [m], rozchodzącą się z prędkością c [$m \cdot s^{-1}$] ($\approx 3 \cdot 10^8$ $m \cdot s^{-1}$ w próżni),

– strumień cząstek (kwantów) o energii $E = h \cdot \nu$ [J], gdzie h – stała Plancka $\approx 6,6 \cdot 10^{-34}$ J·s, rozchodzących się z prędkością c

(dualizm korpuskularno-falowy).

Promieniowanie elektromagnetyczne o energii kwantów od 10 keV w górę, generowane w procesach przemian jąder atomowych, nazywamy **promieniowaniem gamma** (γ). W pewnym zakresie energii pokrywa się ono z promieniowaniem Roentgena i z promieniowaniem kosmicznym; w takim wypadku rozróżnienia dokonujemy na podstawie źródła/sposobu wytwarzania promieniowania.

W scyntyigrafii jako źródło promieniowania γ wykorzystuje się **izotopy promieniotwórcze**, aplikowane pacjentom w postaci **radiofarmaceutyków**, a także stosowane jako źródła płaskie lub punktowe podczas testowania aparatury scyntygraficznej.

Izotopy są to odmiany pierwiastka chemicznego, różniące się liczbą neutronów w jądrze atomu. Łączną liczbę protonów i neutronów w jądrze nazywamy **liczbą masową izotopu A**. Liczba masowa jest różna dla różnych izotopów danego pierwiastka.

Liczbę protonów w jądrze nazywamy **liczbą atomową pierwiastka Z**. Na podstawie definicji pierwiastka liczba atomowa jest ustalona dla danego pierwiastka.

Wiele pierwiastków chemicznych występuje w naturze jako mieszaniny izotopów. Niektóre izotopy wytwarzane są również w sposób sztuczny w wyniku wymuszonych przemian jądrowych. Izotopy tego samego pierwiastka mają na ogół zbliżone własności fizyczne i chemiczne, jednakże zwykle mają nieco inną gęstość, temperaturę topnienia i wrzenia. Pewne różnice występują także we własnościach związków chemicznych, tworzonych przez różne izotopy tego samego pierwiastka. Różnice mas atomowych izotopów nie wpływają na kierunek reakcji chemicznych, w których one uczestniczą, wpływają jednak na szybkość ich przebiegu. Zjawisko to wykorzystuje się w badaniu mechanizmów reakcji chemicznych. Te niewielkie różnice w szybkości reakcji, nazywane efektem izotopowym, mogą powodować zmiany w składzie izotopowym związków chemicznych.

Izotopy dzielą się na:

- trwałe, nie ulegające samorzutnym przemianom na inne izotopy, oraz
- nietrwałe, zwane **izotopami promieniotwórczymi (radioizotopami)**, które ulegają samorzutnym przemianom w inne izotopy, zazwyczaj innego pierwiastka.

W naturze występuje około 270 izotopów stabilnych i około 70 niestabilnych (radioaktywnych); ponadto sztucznie stworzono ponad tysiąc izotopów. Przemiany izotopów następują w wyniku emisji pewnych cząstek z jądra atomowego, nazywanej **promieniotwórczością**.

Jednym z produktów takich przemian jest najczęściej **promieniowanie gamma**. Jest ono przenikliwe, a jednocześnie stosunkowo łatwe do wykrycia. Powoduje to, że promieniowanie γ jest szeroko stosowane w diagnostyce medycznej. Izotopy promieniotwórcze są powszechnie stosowane jako źródła promieniowania γ . Podobieństwo właściwości chemicznych izotopów tego samego pierwiastka powoduje, że pewne związki chemiczne mogą być **znakowane** izotopami promieniotwórczymi, wchodzącymi w takie same reakcje, jak izotopy trwałe tego samego pierwiastka. Badanie koncentracji izotopu umożliwia ocenę koncentracji substancji, znakowanej tym izotopem i pośrednio badanie pewnych funkcji organizmu.

Promieniotwórcza przemiana izotopów jest **procesem statystycznym**. Liczba rozpadających się jąder na jednostkę czasu jest wprost proporcjonalna do liczby wszystkich jąder w próbce. **Stosunek ilości rozpadów do czasu, w którym te rozpady nastąpiły, nazywamy aktywnością źródła promieniotwórczego:**

$$A = N/t$$

Jednostką aktywności jest **1 bekerel (1 Bq)**. Aktywność jednego bekerela odpowiada jednemu rozpadowi w ciągu jednej sekundy. Aktywność źródła promieniotwórczego maleje wraz z upływem czasu zgodnie z zależnością:

$$A = A_0 \cdot e^{-kt}$$

gdzie k jest to wielkość nazwana **stałą rozpadu**, która jest różna dla różnych źródeł promieniotwórczych. Ponieważ aktywność źródła jest proporcjonalna do liczby jąder w próbce, więc:

$$N = N_0 \cdot e^{-kt},$$

tj. liczba jąder promieniotwórczych w wyniku rozpadu maleje wykładniczo z upływem czasu.

Podstawowym parametrem, charakteryzującym ten proces, jest **czas połowicznego zaniku** (połowiczny czas rozpadu) T danego pierwiastka. Jest to czas, w ciągu którego połowa atomów danego radioizotopu podlega przemianie. Podstawiając $N = N_0/2$, czas ten można policzyć ze wzoru:

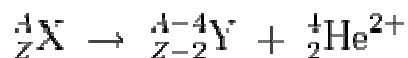
$$T = \ln 2 / k$$

Czas połowicznego zaniku dla danego izotopu jest stały, dla różnych znanych izotopów waha się jednak w zakresie od ułamka sekundy do wielu lat. Przykładowe wartości przedstawia tabela poniżej:

Izotop	Czas połowicznego zaniku
Polon ^{214}Po	$1,6 \cdot 10^{-4}$ s
Jod ^{131}I	8 dni
Rad ^{226}Ra	1620 lat
Węgiel ^{14}C	5700 lat
Uran ^{238}U	$4,5 \cdot 10^9$ lat

Przemiany izotopów promieniotwórczych

Rozpad alfa – jest to przemiana, w której emitowana jest cząstka α (jądro helu ${}^4_2\text{He}^{2+}$). Strumień emitowanych cząstek α nazywamy **promieniowaniem alfa**. Po rozpadzie alfa powstaje jądro atomowe o liczbie masowej A mniejszej o 4 i liczbie atomowej Z mniejszej o 2 w stosunku do jądra pierwotnego:



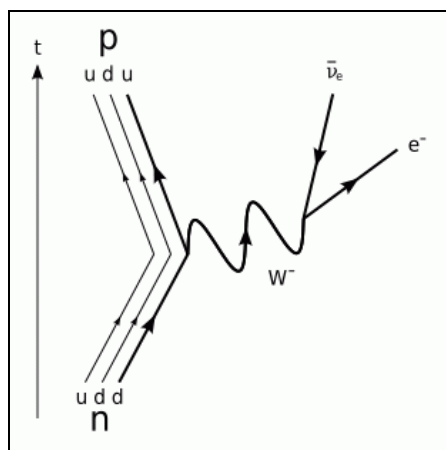
Rozpad α jest dość powszechnym zjawiskiem w przyrodzie – odpowiada za niemal połowę naturalnej promieniotwórczości skorupy ziemskiej. Ładunek jądra wyjściowego równy jest ładunkowi jądra pochodnego i cząstki emitowanej. Natomiast masa jądra wyjściowego równa jest masie jądra pochodnego, masie cząstki wyemitowanej oraz energii, wydzielonej podczas rozpadu, podzielonej przez c^2 . Cząstki alfa wydzielone w czasie rozpadu mogą następnie zderzać się z atomami ośrodka jonizując je. Efekt ten wykorzystywany był często przy wielu doświadczeniach. W końcu cząstka alfa ulega zobojętnieniu i przechodzi w atom helu.

W wyniku rozpadu alfa jądro atomu znajduje się w stanie wzbudzonym i emituje **kwant γ** . Np. izotop syntetycznego pierwiastka ameryku ${}^{241}\text{Am}$ podlega rozpadowi alfa i jest wygodnym źródłem promieniowania γ o energii 59.5 keV.

Rozpad beta minus, przemiana β^- – jest to przemiana, w której emitowane są **elektrony e^-** (**promieniowanie beta**) oraz antyneutrino elektronowe. Po rozpadzie beta minus powstaje jądro atomowe o liczbie atomowej Z większej o jeden w stosunku do jądra pierwotnego, a liczba masowa A nie ulega zmianie:



W czasie tej przemiany 1 neutron w jądrze rozpada się na 1 elektron, 1 proton i 1 antyneutrino elektronowe. Elektron i antyneutrino opuszczają jądro atomowe. Przemiana neutronu w proton oznacza zmianę jednego z 3 kwarków neutronu z „dolnego” (d) na „górny” (u). W emisji elektronu i antyneutrina pośredniczy bozon W^- . Przedstawiono to na poniższym diagramie Feynmana:



W wyniku rozpadu beta minus jądro atomu znajduje się w stanie wzbudzonym. W związku z tym rozpadowi beta minus towarzyszy **emisja promieniowania gamma** oraz dla niektórych jąder protonów lub neutronów.

Rozpad beta plus, przemiana β^+ – jest to przemiana, w której emitowana jest cząstka zwana **pozytonem** lub antyelektronem e^+ oraz neutrino elektronowe. Po rozpadzie beta minus powstaje jądro atomowe o liczbie atomowej Z mniejszej o jeden w stosunku do jądra pierwotnego, a liczba masowa A nie ulega zmianie:



Rozpad ten polega na przemianie protonu w neutron poprzez emisję pozytonu oraz neutrino elektronowego. Rozpad beta plus wymaga dostarczenia do jądra energii z zewnątrz.

Procesy rozpadu alfa i beta wykorzystywane są głównie jako **źródło promieniowania gamma**, które na ogół towarzyszy tym procesom, a nie występuje jako samodzielny proces rozpadu. Cząstki alfa oraz elektrony mają zbyt krótki zasięg dla praktycznego wykorzystania, a detekcja neutronów jest niezwykle trudna.

Pozyton, powstający w rozpadzie beta plus, ma ładunek elektryczny dodatni i przyciągany jest do elektronów swobodnych, mających ładunki ujemne. Połączenie pozytonu i elektronu powoduje, że para tych cząstek **anihiluje**, w wyniku czego powstaje **para kwantów gamma**, poruszających się w przeciwnych kierunkach. Proces ten wykorzystywany jest w tomografii pozytonowej PET.

Rozpad promieniotwórczy ma charakter statystyczny. Chwile rejestrowania poszczególnych kwantów przez detektor są nieprzewidywalne, choć na ogół są przewidywalne parametry statystyczne procesu jako całości. Statystyczny charakter rozpadu **utrudnia detekcję kwantów**, ponieważ:

- Układy detekcji i gromadzenia danych muszą działać asynchronicznie;
- System gromadzenia danych musi mieć chwilową przepustowość co najmniej kilka – kilkanaście razy większą od średniej szybkości gromadzenia danych;
- Dla umożliwienia detekcji kaskad impulsów, czas martwy układów akwizycyjnych musi być wielokrotnie mniejszy od średniego czasu między zdarzeniami rozpadu, wynikającego z aktywności izotopu.

Diagnostyka radioizotopowa

Badania rozmieszczenia radiofarmaceutyka i zmian tego rozmieszczenia pozwalają na monitorowanie **funkcji** całego szeregu narządów, **procesów fizjologicznych** oraz **stanów chorobowych**. W przeciwieństwie do np. badań rentgenowskich, dających przede wszystkim informacje o charakterze anatomicznym, badania radioizotopowe dają przede wszystkim informacje o **fizjologii** organizmu i **dynamice** procesów fizjologicznych.

Za pomocą prostego licznika scyntylicyjnego możemy uzyskać rozkład czasowy aktywności danym miejscu – np. przykładając sondy scyntylicyjne w okolicy nerek możemy obserwować proces usuwania radiofarmaceutyka z organizmu poprzez nerki.

Za pomocą scyntygrafu lub scyntykamery uzyskiwany jest dwuwymiarowy rozkład przestrzenny (**badanie topograficzne statyczne**).

Scyntykamery pozwalają na uzyskanie rozkładów przestrzenno-czasowych – **badań dynamicznych**.

Scyntykamera z ruchomą głowicą pozwala na uzyskanie obrazów trójwymiarowych (**tomografia radioizotopowa SPECT** – *Single Photon Emission Tomography*).

Zastosowanie radiofarmaceutyków z izotopami emitującymi antyelektrony (pozytony) doprowadziło do powstania **tomografii pozytonowej PET** (*Positron Emission Tomography*), która rozwija się burzliwie na pocz. XXI w., prowadząc do rewolucji w diagnostyce chorób nowotworowych.

W diagnostyce scyntygraficznej wykorzystującej detektory scyntylicyjne stosowane są radiofarmaceutyki emitujące promieniowanie γ . Techniki scyntygraficzne należą do technik diagnostycznych mało inwazyjnych. **Szkodliwość** napromieniowania pacjenta przez wprowadzony do organizmu izotop jest ograniczana przez:

- minimalną dawkę izotopu, możliwą ze względu na czułość zastosowanej aparatury,
- zastosowanie izotopu o krótkim czasie życia (okres półrozpadu nie dłuższy niż kilka dni; często są to izotopy generowane na miejscu bezpośrednio przed badaniem),
- zastosowanie radiofarmaceutyka usuwanego z organizmu w krótkim czasie drogami naturalnymi.

Zasadnicze problemy, charakterystyczne dla badań radioizotopowych to:

- dość wysokie koszty radiofarmaceutyków, ich wytwarzania oraz procedur związanych z ich bezpieczną produkcją i dystrybucją;
- szkodliwość dla personelu medycznego ze względu na bardzo bliski kontakt np. z roztworami izotopów w strzykawkach;
- ograniczona, przestrzenna, czasowa i energetyczna zdolność rozdzielcza ze względu na złożone procesy związane z rozpadem promieniotwórczym i detekcją kwantów γ oraz ze względu na statystyczny charakter rozpadu promieniotwórczego.

Zastosowanie znaczników pozwala na obserwację z zewnątrz rozmieszczenia znakowanej substancji w ciele pacjenta. Atomy radioaktywnego pierwiastka wprowadzone do organizmu zachowują się tak samo, jak atomy pierwiastka trwałego i uczestniczą we wszystkich procesach metabolicznych. Pomiar promieniowania emitowanego przez znaczniki pozwala uzyskać informacje o funkcji danego narządu, obraz jego struktury oraz funkcji.

Podstawowe cechy znaczników to:

- odpowiednie właściwości biologiczne,
- rodzaj rozpadu,
- czas połowicznego zaniku $T_{1/2}$,
- możliwości detekcji,
- łatwość produkcji,
- $T_{b/2}$ – biologiczny czas połowicznego zaniku (po którym organizm wydalą połowę podanej ilości danej substancji),
- $T_{e/2}$ – efektywny czas połowicznego zaniku (zdefiniowany jako: $1/T_{e/2} = 1/T_{1/2} + 1/T_{b/2}$)

Znaczniki izotopowe pozwalają na monitorowanie wielu procesów w organizmie, np. wychwyty jodu przez tarczycę, wydalania przez nerki, przepływu krwi przez serce; są także wychwytywane ze wzmożoną szybkością w przerzutach nowotworowych.

W radiofarmaceutykach diagnostycznych realizowane są następujące 3 sposoby znakowania izotopowego:

- 1) wymiana atomów stabilnych na promieniotwórcze w prostym pierwiastku (np. podstawienie promieniotwórczego izotopu jodu ^{123}I w miejsce stabilnego ^{127}I w badaniach wychwyty jodu w tarczycy);
- 2) włączenie atomu promieniotwórczego do cząsteczki związku (np. podstawienie promieniotwórczego izotopu węgla ^{14}C w miejsce stabilnego ^{12}C w glukozie w badaniach metabolizmu glukozy);
- 3) przyłączenie radioizotopu do struktury cząsteczki (np. przyłączenie izotopu indu ^{111}In do liposomu w diagnostyce nowotworów za pomocą tomografii SPECT).

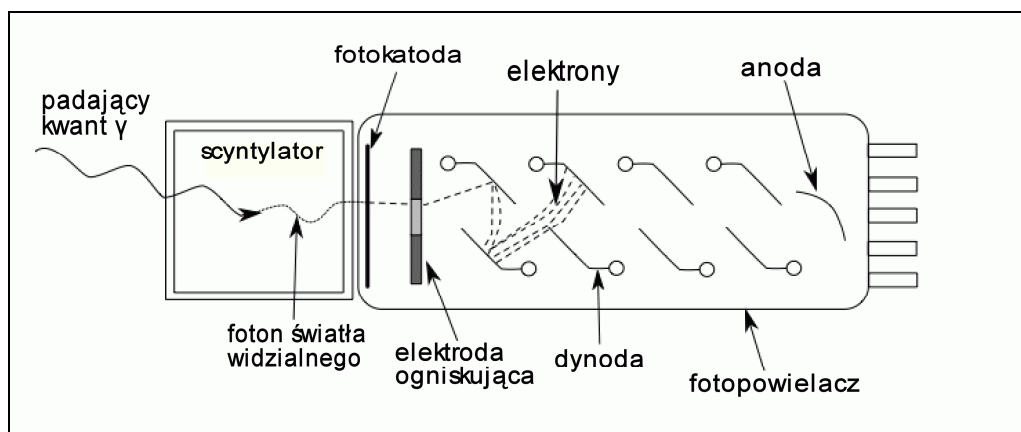
W poniższej tabeli wymieniono niektóre zastosowania radiofarmaceutyków w diagnostyce scyntygraficznej.

Narząd	Badana funkcja	Izotop	Czas półrozpadu	Radiofarmaceutyk	Sposób podawania
Tarczyca	Wychwytywanie jodu	^{131}I	8 dni	wodny roztwór Na^{131}I	doustnie
Tarczyca	Wychwytywanie jodu	^{123}I			
Nerki	Kinetyka pracy nerek	$^{99\text{m}}\text{Tc}$		DTPA i MAG3	
Nerki	Usuwanie z krwiobiegu hippuranów	^{131}I	8 dni	hippuran sodu znakowany ^{131}I	dożylnie
Wątroba	wychwytywanie koloidalnego ^{198}Au	^{198}Au	2,7 dnia		dożylnie
Serce	Kinetyka przepływu krwi przez serce	^{131}I	8 dni	albumina znakowana ^{131}I	dożylnie
Serce	Frakcja wyrzutowa lewej komory (badanie bramkowane sygnałem EKG)	$^{99\text{m}}\text{Tc}$			
Mięsień sercowy	Mapa ukrwienia mięśnia sercowego	$^{99\text{m}}\text{Tc}$			
Płuca	Badanie wentylacji	^{133}Xe	5,2 dnia		wdychanie
Płuca	Badanie perfuzji	$^{99\text{m}}\text{Tc}$		Zagregowana albumina	
Mózg	zużycie tlenu, przepływ krwi przez mózg	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	6 godz		

Detektor scyntylacyjny

Detektor scyntylacyjny (sonda scyntylacyjna, licznik scyntylacyjny) jest detektorem promieniowania jonizującego, w którym wykorzystano zjawisko scyntylacji oraz zastosowano lampę próżniową – fotopowielacz. Umożliwia badanie zmian koncentracji izotopu w wybranym miejscu po dosunięciu go do ciała pacjenta. Pojedynczy detektor umożliwia w danej chwili analizę koncentracji izotopu tylko w jednym miejscu.

Poniżej przedstawiono podstawowy schemat detektora scyntylacyjnego:



Schemat detektora scyntylacyjnego

Pomiędzy badanym źródłem kwantów γ a scyntylatorem może być umieszczony **kolimator** (odpowiednik układu optycznego dla promieni γ). Pomiędzy scyntylatorem a fotopowielaczem musi być zapewniony dobry kontakt optyczny; często w tym miejscu umieszcza się **światłowód**. Kolimator i światłowód są nieodzownymi elementami scyntylkamer.

Fotopowielacz w detektorze scyntylacyjnym odbiera mniej niż połowę kwantów światła, powstających w scyntylatorze. Scyntylacje zachodzą bowiem anizotropowo i ponad połowa kwantów rozchodzi się w innych kierunkach; kwanty takie zostają pochłonięte przez osłonę scyntylatora.

Scyntylacja

W diagnostyce radioizotopowej wykorzystuje się promieniowanie γ o energiach E ok. $10 \div 500$ keV, tj. $1,6 \cdot 10^{-15} \div 8 \cdot 10^{-14}$ J ($1 \text{ J} \approx 6,24 \cdot 10^{18} \text{ eV}$), któremu odpowiadają fale elektromagnetyczne o zakresie częstotliwości $\nu = E/h$ od ok. $2,4 \cdot 10^{18}$ do $1,2 \cdot 10^{20} \text{ s}^{-1}$ i długości $2,5 \cdot 10^{-12} \div 1,2 \cdot 10^{-10} \text{ m}$.

Światło widzialne obejmuje zakres fal elektromagnetycznych o długościach $3,8 \cdot 10^{-7} \div 7,8 \cdot 10^{-7} \text{ m}$ i częstotliwościach $3,8 \cdot 10^{14} \div 7,9 \cdot 10^{14} \text{ s}^{-1}$, którym odpowiadają kwanty o energiach $2,5 \cdot 10^{-19} \div 5,2 \cdot 10^{-19} \text{ J}$, tj. ok. $1,6 \div 3,2 \text{ eV}$.

Mechanizm scyntylacji polega na **wzbudzeniu atomów** przez kwanty γ , tj. przekazywaniu elektronom powłoki części energii kwantu. Elektron we wzbudzonym atomie znajduje się w stanie metastabilnym i w ciągu ok. $10^{-9} \div 10^{-8} \text{ s}$ wraca do stanu normalnego, czemu towarzyszy emisja kwantu o energii, odpowiadającej różnicy energii elektronu w obydwu stanach. Energia emitowanego kwantu stanowi drobny ułamek energii kwantu padającego (patrz porównanie energii powyżej), jeden kwant padający może więc powodować wzbudzenie i emisję kwantów światła z wielu atomów scyntylatora.

Inne zjawiska oddziaływania kwantów γ z materią, jakie zachodzą zwykle w scyntylatorze, to:

- **jonizacja** – uwolnienie elektronu z powłoki atomu, w wyniku czego staje się on elektronem swobodnym;
- **zjawisko Comptona** – oddziaływanie kwantu γ z elektronem swobodnym z przekazaniem części energii, w wyniku czego zmienia się tak energia kwantu, jak i kierunek ruchu oraz pęd elektronu.

Elektrony swobodne, będące wynikiem jonizacji oraz zjawiska Comptona, same mogą z kolei powodować wzbudzenia kolejnych atomów i emisję kwantów światła.

W wyniku tych procesów pochłonięcie kwantu γ w scyntylatorze powoduje rozbłysk, w którym we wszystkich kierunkach, w przybliżeniu anizotropowo, rozchodzi się wiele kwantów światła. Jak wynika z porównania energii kwantów gamma i kwantów światła widzialnego, energia kwantu γ jest $10^4 \div 10^6$ razy większa od energii kwantu światła widzialnego. Dla typowych scyntylatorów wydajność energetyczna procesu scyntylacji wynosi od kilku do kilkudziesięciu procent i w konsekwencji w rozbłysku powstaje od kilkuset do wielu tysięcy kwantów światła.

Wadą detektorów scyntylacyjnych jest **ograniczona energetyczna zdolność rozdzielcza**, która związana jest z występowaniem wymienionych wyżej złożonych mechanizmów oddziaływania (pośrednie scyntylacje związane z jonizacją i efektem Comptona). Ponadto kwanty γ , szczególnie o wyższych energiach, nie są całkowicie pochłaniane przez scyntylator i oddają mu tylko część energii. W związku z tym energetyczna zdolność rozdzielcza detektora scyntylacyjnego pogarsza się ze wzrostem energii promieniowania.

Energetyczna zdolność rozdzielcza jest istotnym parametrem detektora scyntylacyjnego szczególnie w sytuacjach, gdy wymagane jest wydzielenie kwantów γ , emitowanych przez jeden określony izotop. Sytuacja taka występuje w diagnostyce radioizotopowej, gdy promieniowanie pochodzące od radiofarmaceutyka znakowanego izotopem rejestrowane jest na tle promieniowania z innych źródeł i w wynikach badania powinno być z niego wydzielone.

Scyntylator

Scyntylator jest to substancja, w której w wyniku oddziaływania kwantów promieniowania występują błyski scyntylacyjne (scyntylacje) – akty emisji światła widzialnego (niekiedy ultrafioletowego). Scyntylatory występują w postaci ciał stałych lub cieczy organicznych lub nieorganicznych; scyntylatorami są także gazy szlachetne, np. ksenon.

Najważniejsze pożądane cechy scyntylatora to:

- duża wydajność przetwarzania energii kwantów γ na energię kwantów światła (wydajność energetyczna);
- przezroczystość – minimalne tłumienie i rozpraszanie światła scyntylacji;
- krótki czas zaniku scyntylacji – dla dobrych scyntylatorów poniżej $1\mu s$ – w celu uzyskania dobrej rozdzielczości czasowej i w konsekwencji dużej maksymalnej częstotliwości zliczeń,
- dopasowanie rozkładu widmowego scyntylacji do właściwości stosowanych fotopowielaczy (zwl. do charakterystyki widmowej fotokatod).

Fotopowielacz

Fotopowielacz jest to lampa elektronowa, posiadająca fotokatodę, anodę i do 10 elektrod pośrednich, tzw. dynod.

Fotopowielacz jest jednym z ostatnich przykładów zastosowania lamp próżniowych we współczesnej technice. Jest to najczulszy znany detektor światła widzialnego, będący w stanie zarejestrować praktycznie każdy kwant światła, jaki padnie na fotokatodę. (Dla porównania próg czułości oka ludzkiego równy jest kilkudziesięciu padającym kwantom światła). W przypadku większej liczby padających kwantów światła powstają na anodzie impulsy elektryczne, których amplituda jest w przybliżeniu proporcjonalna do liczby odebranych kwantów światła.

W fotokatodzie fotopowielacza występuje **zjawisko fotoelektryczne zewnętrzne**, polegające na wybijaniu przez kwanty światła swobodnych elektronów z metalu do otaczającej przestrzeni. Energia kwantów światła przekracza **pracę wyjścia** elektronu w fotokatodzie, w wyniku czego zderzenie kwantu światła z elektronem łatwo powoduje, że opuszcza on powierzchnię metalu.

Uwolnione z fotokatody elektrony są przyspieszane przez pole elektryczne, istniejące w wyniku różnicy potencjałów pomiędzy fotokatodą a pierwszą dynodą. Elektrony uzyskują energię wielokrotnie przewyższającą pracę wyjścia dynody. W wyniku tego każdy przyspieszony elektron, uderzając w dynodę wybija z niej wiele kolejnych elektronów.

Proces ten powtarza się dla kolejnych dynod, z których każda ma potencjał wyższy, niż poprzednia. W rezultacie na anodzie powstają impulsy elektryczne o amplitudzie na tyle dużej, że mogą być rejestrowane i analizowane przez układ pomiarowy.



Fotopowielacze

Jednym z podstawowych parametrów fotopowielacza jest współczynnik powielania, będący iloczynem współczynników powielania na poszczególnych dynodach. W większości stosowanych fotopowielaczy wartość tego współczynnika zawarta jest w granicach $10^5 \div 10^7$.

Współczynnik powielania silnie zależy od napięć zasilających na elektrodach fotopowielacza, w związku z czym uzyskanie dokładnych wyników wymaga dobrej stabilizacji tych napięć.

Fotopowielacz przy braku padających kwantów generuje niewielkie impulsy elektryczne, które nazywamy tłem (prądem ciemnym lub szumami). Podstawowe przyczyny istnienia tła fotopowielacza to:

- emisja termiczna fotokatody i pierwszych dynod;
- jonizacja resztek gazu fotopowielacza;
- autoemisja pierwszych dynod;
- promieniowanie kosmiczne.

Wielkość tła zależy od konkretnych warunków pomiarowych i jest m.in. funkcją napięcia na dynodach. Jeżeli licznik pracuje w układzie impulsowym, do eliminacji szumów służy dyskryminator, który przepuszcza tylko impulsy o wartościach przekraczających pewien próg. Dyskryminator może jednak eliminować słabe impulsy, pochodzące od scyntylacji. Proóg dyskryminacji powinien być dobrany tak, aby osiągnąć maksymalny stosunek amplitudy impulsów rejestrowanych do impulsów tła.

Wydajność detektora scyntylacyjnego

Detektory scyntylacyjne znajdują zastosowanie dla energii kwantów γ z zakresu ok. $10 \div 500$ keV. Dla tego zakresu energii zaletą detektorów scyntylacyjnych jest bardzo wysoka wydajność liczenia kwantów γ , jedna z najwyższych wśród znanych detektorów promieniowania.

Na wielkość ładunku, otrzymanego na anodzie fotopowielacza przy danej energii padającego promieniowania γ , wpływa szereg czynników, związanych zarówno z własnościami scyntylatora, jak i fotopowielacza. Wielkością, charakteryzującą **scyntylator**, jest stosunek ilości elektronów, emitowanych przez fotokatodę n_e w kierunku pierwszej dynody do energii promieniowania γ , pochłanianego w materiale scyntylatora E_p :

$$n_e/E_p = F_n \cdot C_{np} \cdot T_p \cdot F_p \cdot S_m \cdot f \cdot F_c$$

gdzie :

- F_n – stosunek energii absorbowanej w scyntylatorze do całkowitej energii kwantu γ ,
- C_{np} – wydajność przetwarzania energii zaabsorbowanej w scyntylatorze na energię kwantów światła widzialnego
- T_p – przezroczystość scyntylatora dla światła scyntylacji,
- F_p – część wytworzonych fotonów, jaka dociera do fotokatody – kąt bryłowy, jaki tworzy punkt scyntylacji i powierzchnia fotokatody, w stosunku do kąta pełnego;
- S_m – maksymalna czułość fotokatody w funkcji długości fali – stosunek ilości elektronów do energii światła, padającego na fotokatodę;
- f – współczynnik dopasowania czułości widmowej fotokatody do rozkładu widmowego scyntylacji;
- F_c – sprawność zbierania elektronów przez pierwszą dynodę.

Cechą charakterystyczną **fotopowielacza** jest stosunek ładunku zgromadzonego na anodzie q do ilości elektronów wysyłanych w kierunku pierwszej dynody n_e :

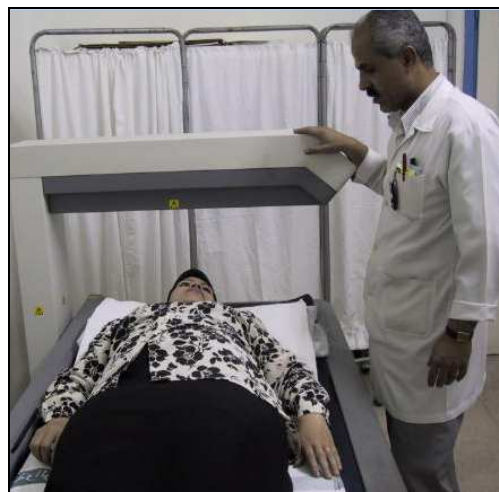
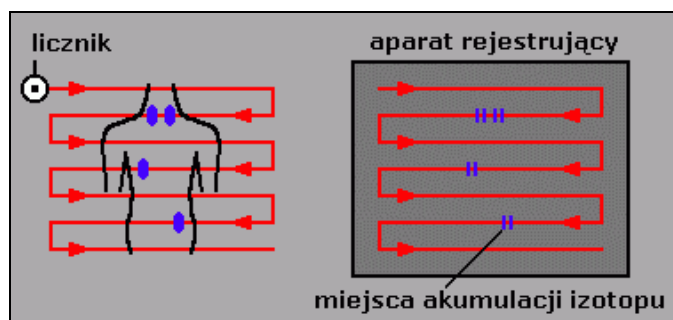
$$q/n_e = M \cdot e$$

gdzie: M – współczynnik powielania;
 e – ładunek elektronu.

Wydajność detektora scyntylacyjnego jako całości, tj. stosunek ładunku elektrycznego na anodzie do energii padającego promieniowania γ , można więc wyrazić jako iloczyn obu powyższych wyrażeń.

Scyntygraf

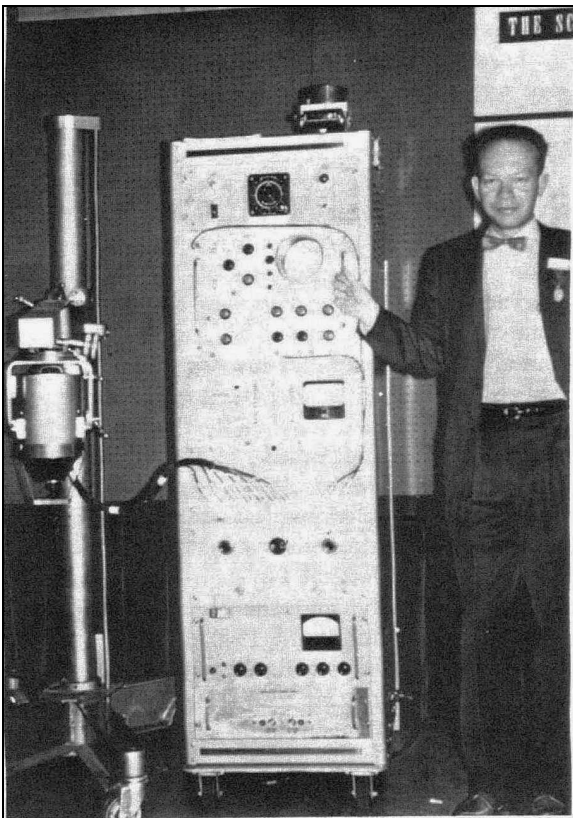
Scyntygraf jest w istocie licznikiem scyntylacyjnym, poruszającym się mechanicznie w taki sposób, że ruchem mechanicznym przemiatą on całe ciało pacjenta lub okolice badanego narządu.



Schemat działania scyntygrafu; badanie scyntygrafem

Mechanizm scyntygrafu sprzężony jest z rejestratorem piszącym, który w czasie badania wytwarza na papierze graficzny obraz koncentracji izotopu. Wadą scyntygrafu jest mała wydajność, wymagająca stosowania większych dawek izotopów, a wynikająca z badania aktywności izotopu kolejno w wybranych miejscach, podczas gdy kwanty emitowane w tym czasie w pozostałych miejscach są tracone. Inną wadą jest powolny proces rejestracji obrazu, który powoduje błędy w przypadku rejestracji szybko przebiegających procesów i który ogranicza zastosowanie scyntygrafu jedynie do badań statycznych. Zaletami scyntygrafu w porównaniu do scyntykamer były prostota i niższy koszt.

Scyntykamera (gammakamera, kamera Angera)



H.O. Anger, jego kamera scyntylacyjna i uzyskany za jej pomocą obraz tarczycy.
Średnica pola widzenia wynosiła 10 cm.



Współczesna scyntykamera z dwiema ruchomymi prostokątnymi głowicami.

Scintillation Camera

HAL O. ANGER

Donner Laboratory of Biophysics and Medical Physics and Radiation Laboratory, University of California, Berkeley, California

(Received August 19, 1957; and in final form, October 21, 1957)

A new and more sensitive gamma-ray camera for visualizing sources of radioactivity is described. It consists of a lead shield with a pinhole aperture, a scintillating crystal within the shield viewed by a bank of seven photomultiplier tubes, a signal matrix circuit, a pulse-height selector, and a cathode-ray oscilloscope. Scintillations that fall in a certain range of brightness, such as the photopeak scintillations from a gamma-ray-emitting isotope, are reproduced as point flashes of light on the cathode-ray tube screen in approximately the same relative positions as the original scintillations in the crystal. A time exposure of the screen is taken with an oscilloscope camera, during which time a gamma-ray image of the subject is formed from the flashes that occur. One of many medical and industrial uses is described, namely the visualization of the thyroid gland with I^{131} .

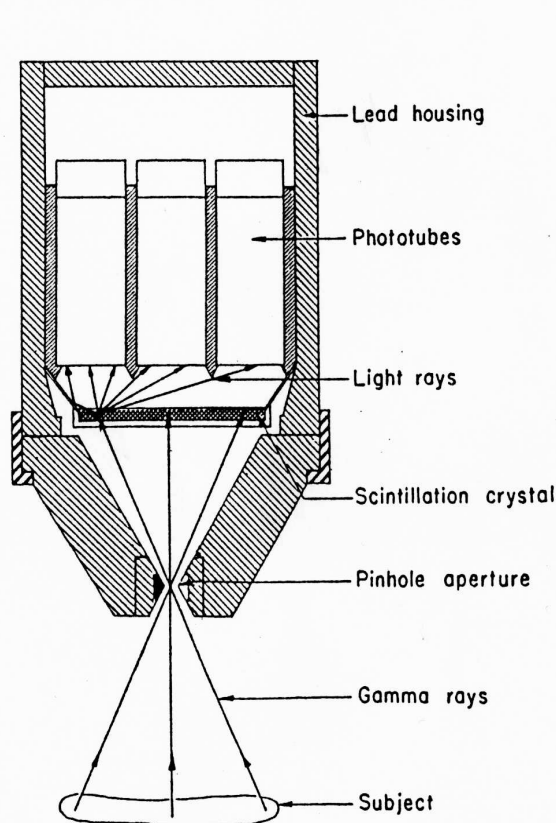


FIG. 1. Sectional drawing of scintillation camera.

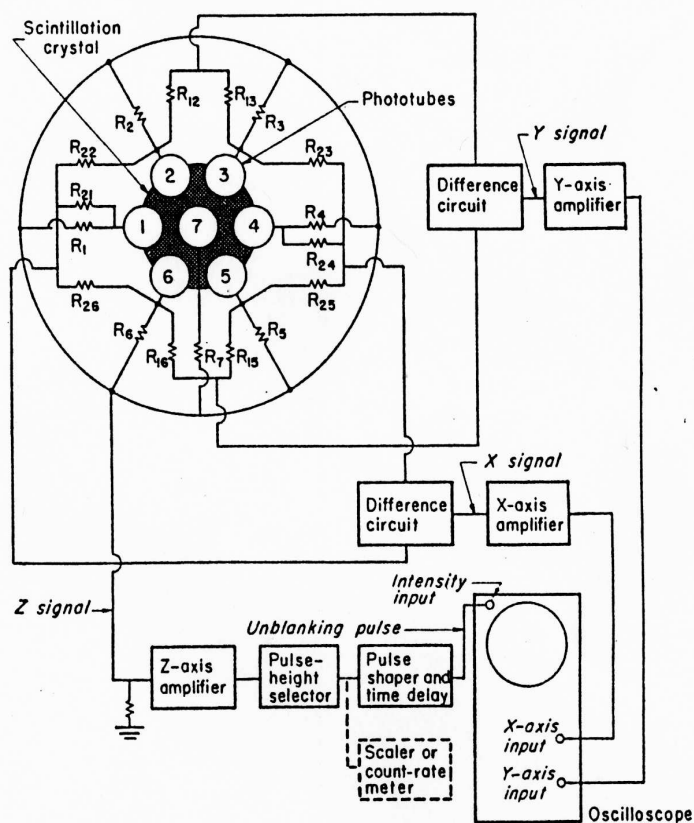
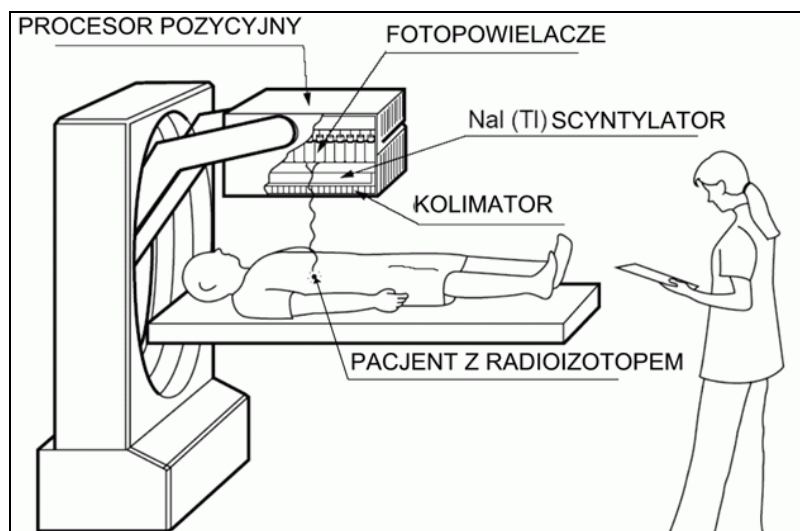


FIG. 2. Block diagram of electronic circuit.

Artykuł H. O. Angera z opisem scyntykamery

Scyntykamera



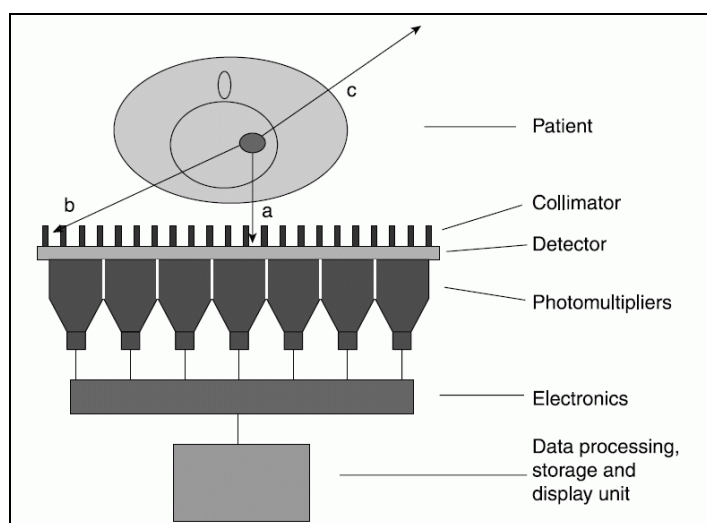
Ilustracja działania scyntykamery

Współczesny system scyntygraficzny – **scyntykamera** – stanowi naturalne rozwinięcie koncepcji licznika scyntylacyjnego i scyntygrafu. Scyntykamera posiada od strony pacjenta głowicę, zawierającą m.in. duży płaski scyntylator krystaliczny oraz zespół fotopowielaczy, umożliwiających detekcję kwantów γ równocześnie z dużej powierzchni i rejestrujących **pozycje** zdetekowanych kwantów.

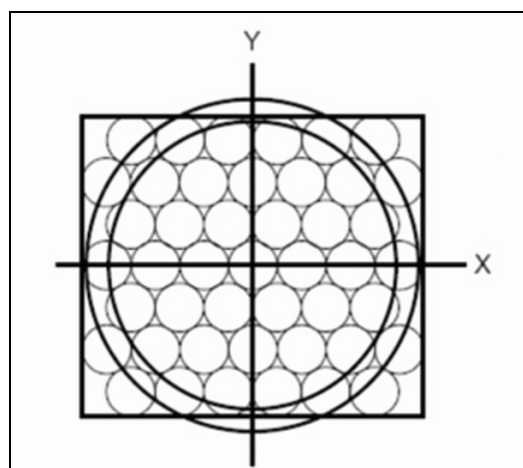
Pierwsza scyntykamera została zbudowana i opisana w 1957 r. w USA przez Hala O. Angera z Uniwersytetu w Berkeley w Kalifornii. Jednym z terminów stosowanych w literaturze angielskiej na określenie scyntykamery jest *Anger Camera*.

W głowicy scyntykamery zawarty jest układ detekcyjny, który zawiera – patrząc od strony pacjenta – następujące podzespoły:

- kolimator
- kryształ scyntylacyjny NaI(Tl)
- światłowód
- zestaw fotopowielaczy
- układy elektroniczne, w tym wzmacniacze, źródła zasilania, przetworniki A/C.



Zasada działania scyntykamery

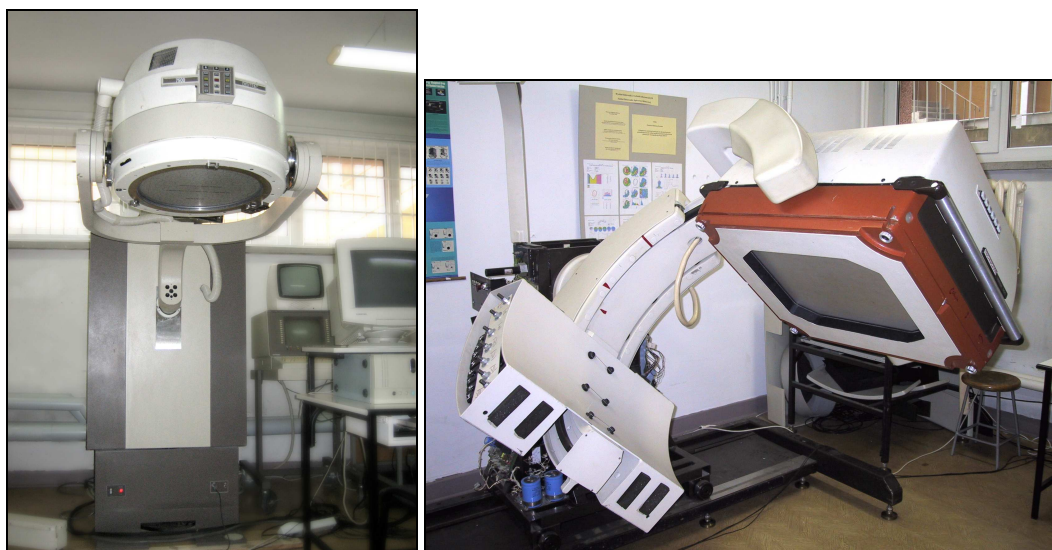


Układ fotopowielaczy
i pole widzenia scyntykamery

Sygnały wyjściowe z poszczególnych fotopowielaczy są wzmacniane i doprowadzane do **układu odczytu**, którego zadaniem jest **wytworzenie** – w postaci analogowej lub cyfrowej – następujących sygnałów:

- sygnałów pozycyjnych X i Y, niosących dla poszczególnych zarejestrowanych kwantach γ informację o współrzędnych geometrycznych ich zdetekowania;
- sygnału energetycznego Z, niosącego informację o energii kwantów i pozwalającego na wydzielenie kwantów, pochodzących z rozpadu danego izotopu.

Każda scyntylacja powinna być widziana, pod różnymi kątami bryłowymi, przez kilka fotopowielaczy. Porównanie sygnałów z tych fotopowielaczy umożliwia określenie miejsca scyntylacji, a więc miejsca pochłonięcia kwantu γ przez scyntylator, ze znaczną dokładnością i uzyskanie rozdzielczości geometrycznej wynoszącej drobną część średnicy wejściowej fotopowielacza. Układy wytwarzające wymienione wyżej sygnały X, Y, Z na podstawie sygnałów z fotopowielaczy nazywamy **układem odczytu** scyntykamery.



Scyntykamery w Zakładzie Elektroniki Jądrowej i Medycznej IR PW

Struktura głowicy scyntykamery

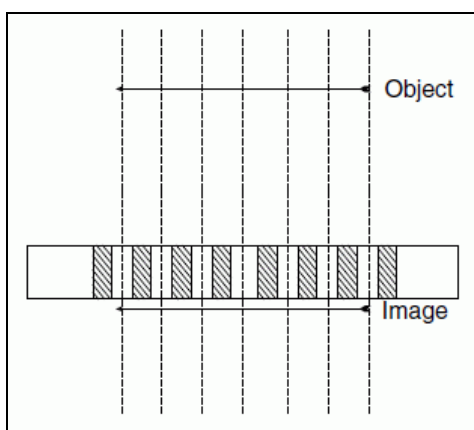
Kolimator

Kolimator pełni dla promieniowania γ rolę analogiczną do układu optycznego dla światła widzialnego – zapewnia wierne geometryczne odwzwierciedlenie na powierzchni scyntylatora przestrzennego rozkładu aktywności detekowanego izotopu. Kolimator stanowi płyta lub konstrukcja z otworami, wykonana zazwyczaj z ołowiu. Poniżej przedstawiono schematycznie podstawowe typy kolimatorów. Określenia „zbieżny” i „rozbieżny” dotyczą padającej wiązki promieniowania, widzianej od strony scyntylatora.

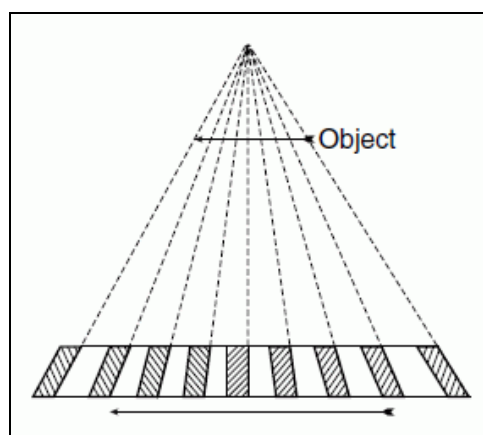
Podstawowe cechy kolimatora to zdolność rozdzielcza oraz wydajność. Ponieważ działanie kolimatora opiera się na selekcji promieni γ (których, w przeciwieństwie np. do światła widzialnego, nie potrafimy odbijać ani załamywać), to te dwie cechy są w znacznej mierze przeciwstawne. Poprawie zdolności rozdzielczej np. kolimatora równoległo-otworowego sprzyja zmniejszanie średnicy otworów i zwiększanie grubości kolimatora, a to w każdym wypadku powoduje pogorszenie wydajności. Ze względu na wydajność kolimatora ścianki pomiędzy otworami powinny być jak najcieńsze, ale ich grubość powinna maksymalnie ograniczać przenikanie kwantów γ pomiędzy otworami.

Typowy kolimator równoległo-otworowy stosowany w scyntykamerze jest płytą ołowianą o grubości ok. 25 mm, posiadającą sześciokątne otwory o średnicy ok. 2,5 mm w liczbie ok. 25 otworów na cm^2 . Odległość między otworami to tzw. **septa**; wynosi ona typowo 0,3 mm. Kolimator o takiej budowie jest odpowiedni dla energii kwantów do ok. 150 keV.

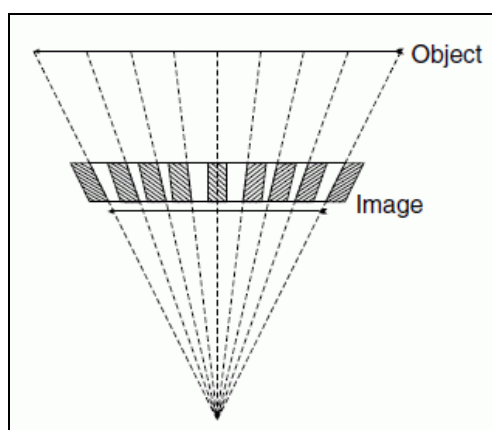
Typowa wydajność kolimatorów wielootworowych jest zaledwie rzędu 10^{-4} . Projekt i konstrukcja optymalnego kolimatora stanowią złożone zadanie; scyntykamera wyposażona jest zwykle w zestaw kolimatorów do różnego typu badań.



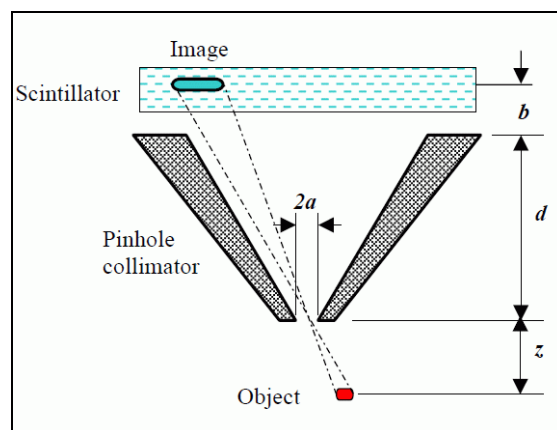
Kolimator równoległo-otworowy (*parallel-hole*)
zachowuje wielkość obrazu równą obiektowi



Kolimator zbieżny (*convergent*)
powiększa obraz



Kolimator rozbieżny (*divergent*)
pomniejsza obraz



Kolimator jednootworowy (*pinhole*)
odwraca obraz i skaluje zależnie od odległości

Podstawowe rodzaje kolimatorów

Scyntylator

W scyntygrafii medycznej stosuje się najczęściej scyntylatory stałe nieorganiczne w postaci kryształów jodku sodu aktywowanego talem o symbolu **NaI(Tl)**. Domieszki aktywatora stanowią centra scyntylacji. Kryształy NaI(Tl) emitują światło o długości fali $4,2 \cdot 10^{-7} - 4,35 \cdot 10^{-7}$ m.

W scyntykamerach powszechnie stosuje się **scyntylatory** w postaci płaskich kryształów NaI(Tl) o grubości od kilku do ok. 25 mm, o kształcie kręgu o średnicy 25÷38 cm lub prostokąta o wymiarach rzędu 40 x 50 cm.

Kształt i powierzchnia kryształu scyntylatora wyznaczają wielkość głowicy scyntykamery oraz w znacznej mierze determinują możliwości diagnostyczne. Kryształy okrągłe były stosowane do badań części ciała i narządów takich jak tarczycza, głowa, serce. Prostokątny kryształ scyntylatora umożliwia przede wszystkim wykonywanie **badania całego ciała** (*whole body study*), w których głowica przesuwa się względem ciała pacjenta.

Grubość kryształu stanowi kompromis pomiędzy wydajnością scyntylatora a rozdzielczością pozycyjną; wybór grubości zależy m.in. od spodziewanej energii promieniowania. Współcześnie istnieje tendencja do stosowania kryształów o małej grubości (ok. 9,5 mm) ze względu na poprawę rozdzielczości pozycyjnej.

Scyntylator zamykany jest w szczelnej osłonie, spełniającej m.in. następujące zadania:

- izolacja przed wpływem wilgoci, szczególnie w przypadku kryształów NaI(Tl), które są silnie higroskopijne; zawilgocenie powoduje nieodwracalne uszkodzenie kryształu;
- ochrona scyntylatora krystalicznego (będącego zwykle substancją kruchą) przed uderzeniami i wstrząsami;
- ochrona przed nagłymi zmianami temperatury; zmiany przekraczające już 2°C na godzinę mogą prowadzić

do pęknięcia kryształu;

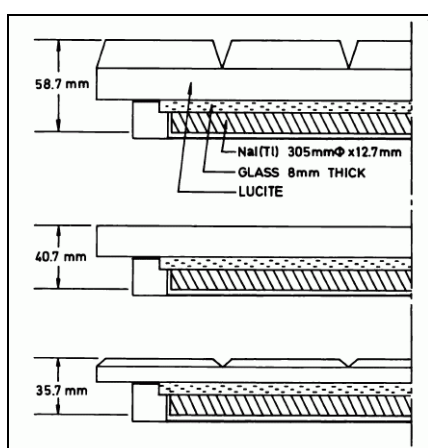
– niedopuszczenie światła zewnętrznego do fotopowielaczy;

– niedopuszczenie do wewnętrznych odbić światła, które mogłyby powodować zafałszowanie sygnałów pozycyjnych.

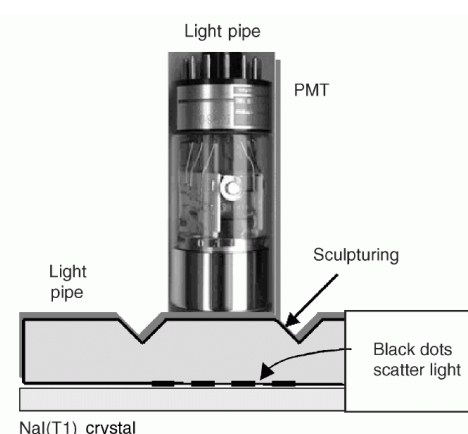
Światłowód

Po to, by każda scyntylacja była widziana przez kilka fotopowielaczy, scyntylacje muszą następować w pewnej odległości od płaszczyzny czołowej fotopowielaczy. Jeżeli scyntylacja powstanie przy powierzchni światłowodu, to może zostać niezauważona przez inne (sąsiednie) fotopowielacze. Na podstawie sygnału z tylko jednego fotopowielacza nie byłoby wówczas możliwe określenie miejsca scyntylacji z dokładnością większą niż średnica światłowodu.

Jest to jedna z funkcji **światłowodu**, który przewodzi światło błysków scyntylacyjnych z kryształu do fotopowielaczy. Pomiędzy kryształem scyntylacyjnym a światłowodem oraz pomiędzy światłowodem a fotopowielaczami nie może być szczelin powietrznych, gdyż powodowałyby one znaczne straty światła na odbicie, załamanie i rozproszenie. W związku z tym ewent. szczeliny po obu stronach światłowodu wypełniane są przewodzącym światło żelem.



Przykładowe zespoły
scyntylator – światłowód

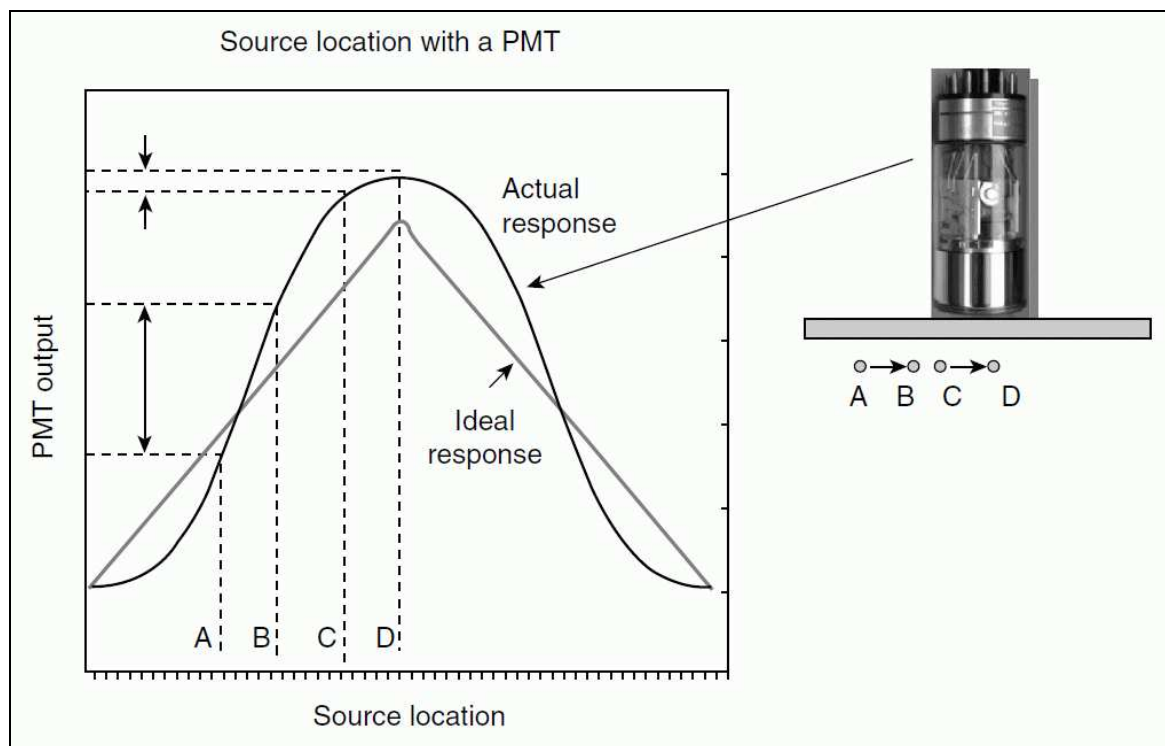


Wyżłobienia w światłowodzie oraz czarne punkty rozpraszają światło w taki sposób, by poprawić zdolność rozdzielczą

Fotopowielacz

Pole widzenia głowicy scyntykamery powinno być możliwie szczelnie wypełnione polami widzenia poszczególnych **fotopowielaczy** (PMT – *Photo Multiplier Tubes*). Optymalne pod tym względem jest heksagonalne rozmieszczenie fotopowielaczy. Przez wiele lat produkowano głównie scyntykamery z kolistymi głowicami (obejmującymi badany narząd pacjenta) i okrągłymi fotopowielaczami. Okrągłe fotopowielacze pozostawiają „puste miejsca” – fragmenty powierzchni scyntylatora, mające na ogół o mniejszą czułość, ponieważ światło scyntylacji w tych miejscach trafia tylko w części do sąsiednich scyntylatorów, a większa niż zwykle część światła jest gubiona.

Nowoczesne scyntykamery mają najczęściej prostokątne głowice z fotopowielaczami sześciokątnymi, produkowanymi specjalnie do tego zastosowania.



Charakterystyka pozycyjna fotopowielacza w scyntykamerze.
Zastosowanie światłowodu poprawia tę charakterystykę.

Rozdzielczość pozycyjna jest najlepsza na odcinku między fotopowielaczami, gdzie zmiana pozycji scyntylacji powoduje duże zróżnicowanie impulsów pomiędzy sąsiednimi fotopowielaczami. Rozdzielczość pozycyjna jest najgorsza w okolicy środka fotopowielacza, gdzie sygnał z danego fotopowielacza słabo lub wcale nie zależy od pozycji scyntylacji, a sygnały z fotopowielaczy sąsiednich są słabe.

Systemy odczytu scyntykamer

Zadaniem układu odczytu jest określenie – w oparciu o znaną geometrię i inne parametry fotopowielaczy i scyntylatora oraz w oparciu o kształty impulsów z anod poszczególnych fotopowielaczy – najbardziej prawdopodobnych współrzędnych poszczególnych scyntylacji. Celem układu odczytu jest uzyskanie maksymalnej dokładności określenia współrzędnych oraz energii rejestrowanych kwantów i osiągnięcie m.in. maksymalnej **pozycyjnej zdolności rozdzielczej**, która jest zwykle na tyle dobra, że wynikową zdolność rozdzielczą scyntykamery ogranicza kolimator.

Osiągnięcie tego celu wymaga opracowania matematycznego modelu głowicy danej scyntykamery. Dokładność wyznaczenia sygnałów wyjściowych układu odczytu ograniczona jest m.in. przez fakt, że scyntylacje mogą zachodzić w całej grubości kryształu scyntylatora, tj. w różnych odległościach od powierzchni czołowych fotopowielaczy.

Przez wiele lat stosowane były w scyntykamerach analogowe układy odczytu, polegające na przetwarzaniu przez układy analogowe impulsów z fotopowielaczy na sygnały pozycyjne i sygnał energetyczny.

W pierwszych kamerach Angera stosowany był system bezpośredniego sumowania wagowego sygnałów z wyjść fotopowielaczy na sieci rezystancyjnej lub pojemnościowej. W wielu późniejszych rozwiązaniach stosowano indywidualne tory wzmacniające dla poszczególnych fotopowielaczy oraz układy rezystorowe, realizujące sumowanie wagowe sygnałów z wyjść poszczególnych przedwzmacniaczy.

Układy **sumowania wagowego** wytwarzają bipolarne pary sygnałów pozycyjnych X^+ i X^- oraz Y^+ i Y^- . Wyjściowy sygnał X wytwarzany jest jako różnica $X^+ - X^-$, a wyjściowy sygnał Y – jako różnica $Y^+ - Y^-$. Sygnał energetyczny Z wytwarzany jest jako prosta suma sygnałów ze wszystkich fotopowielaczy.

Wynikowe sygnały X i Y muszą być normalizowane w stosunku do sygnału energetycznego Z po to, by wskazywane współrzędne nie zależały od energii kwantów. Pozycja X i Y zdetekowanego kwantu jest zatem określana jako $X = (X^+ - X^-)/Z$ oraz $Y = (Y^+ - Y^-)/Z$.

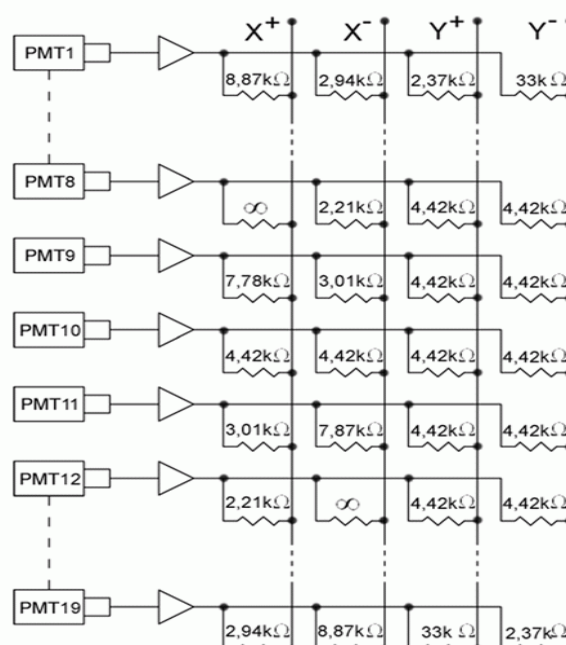
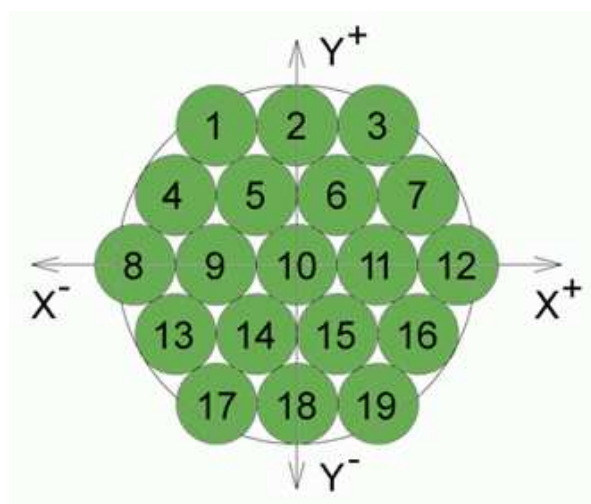
Pozycyjne współczynniki wagowe dla gammakamery PHO-GAMMA II

nr foto- powie- lacza	współ- rzędna X	jedn. prądu $X+$	$R(X+)$ w $k\Omega$	jedn. prądu $X-$	$R(X-)$	współ- rzędna Y	jedn. prądu $Y+$	$R(Y+)$	jedn. prądu $Y-$	$R(X-)$
1	-2	2	8,87	6	2,94	+3,46	7,46	2,37	0,54	33
2	0	4	4,42	4	4,42	+3,46	7,46	2,37	0,54	33
3	+2	6	2,94	2	8,87	+3,46	7,46	2,37	0,54	33
4	-3,08	0,05	16,9	7,12	2,49	+1,73	5,76	3,09	2,27	7,87
5	-0,91	3,16	5,62	4,98	3,57	+1,571	5,63	3,16	2,48	7,15
6	-0,91	4,98	3,57	3,16	5,62	+1,57	5,63	3,16	2,48	7,15
7	+3,08	7,12	2,49	0,95	16,9	+1,73	5,76	3,09	2,27	7,87
8	-4	0	∞	8	2,21	0	4	4,42	4	4,42
9	-1,82	2,26	7,78	5,91	3,01	0	4	4,42	4	4,42
10	0	4	4,42	4	4,42	0	4	4,42	4	4,42
11	+1,82	5,91	3,01	2,26	7,87	0	4	4,42	4	4,42
12	+4	8	2,21	0	∞	0	4	4,42	4	4,42
13	-3,08	0,95	16,9	7,12	2,49	-1,73	2,27	7,87	5,76	3,09
14	-0,91	3,16	5,62	4,98	3,57	-1,57	2,48	7,15	5,63	3,16
15	+0,91	4,98	3,57	3,16	5,62	-1,57	2,48	7,15	5,63	3,16
16	+3,08	7,12	2,49	0,95	16,9	-1,73	2,27	7,87	5,76	3,09
17	-2	2	8,87	6	2,94	-3,46	0,54	33	7,46	2,37
18	0	4	4,42	4	4,42	-3,46	0,54	33	7,46	2,37
19	+2	6	2,94	2	8,87	-3,46	0,54	33	7,46	2,37
Całkowity prąd		76		76			76		76	

gdzie: współrzędna X lub $Y = ((X+ \text{ jedn. prądu}) - (X- \text{ jedn. prądu}))/2$

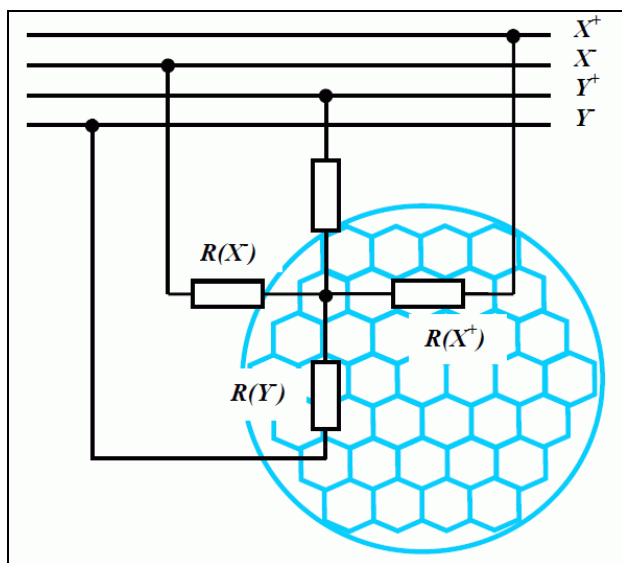
1 jedn. prądu = $17,8/R$ [$k\Omega$]

dokładność rezystorów 1% , ½ W



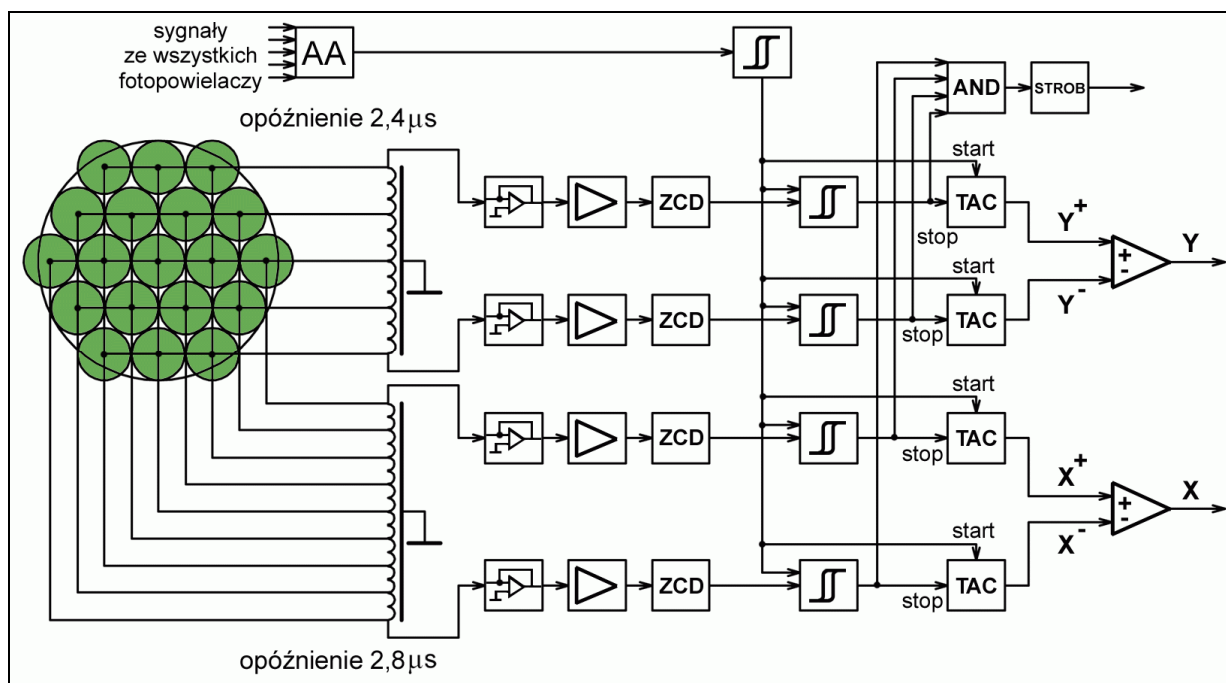
Rozmieszczenie fotopowielaczy w głowicy gammakamery PHO-GAMMA II
i sieć rezystorowa do analogowego odczytu sygnałów pozycyjnych

Sumowanie wagowe uwzględnia współrzędne środków poszczególnych fotopowielaczy, nie zaś współrzędne scyntylacji, które są nieznane. Sumowane są każdorazowo wszystkie sygnały, także te, które pochodzą z fotopowielaczy odległych od miejsca danej scyntylacji, a zatem wnoszą niewielką informację pozycyjną.



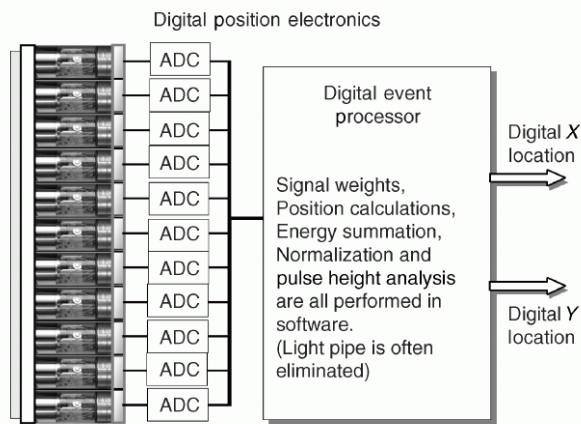
Ilustracja uzyskiwania sygnałów pozycyjnych X i Y metodą sumowania wagowego sygnałów z poszczególnych fotopowielaczy

W 1969 r. Japończycy Eiichi Tanaka, Toshiyuki Hiramoto i Norimasa Nohara opisali układ odczytu scyntykamery, wykorzystujący linie opóźniające. Zaletą tego układu było uwzględnienie tylko sygnałów, pochodzących z fotopowielaczy najbliższych miejsca danej scyntylacji. Doprowadziło to do poprawy pozycyjnej zdolności rozdzielczej scyntykamery o ok. 30%.

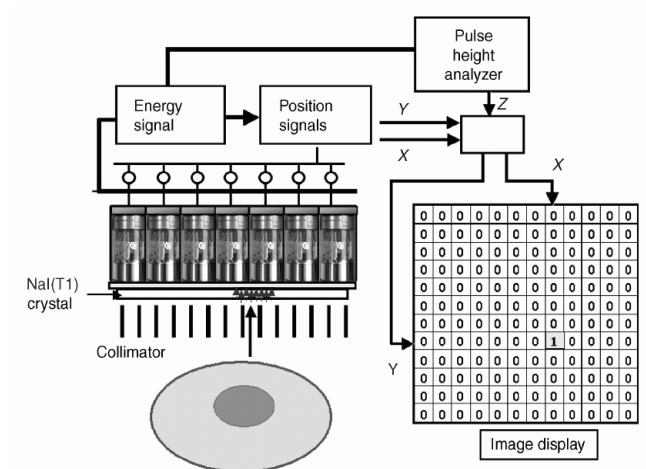


Schemat blokowy toru odczytu scyntykamery, wykorzystującego linie opóźniające

We współczesnych scyntykamerach stosuje się przetwarzanie sygnałów z poszczególnych fotopowielaczy na postać cyfrową. Umożliwia to stosowanie zaawansowanych, nieliniowych metod obliczania pozycji rejestrowanych kwantów z uwzględnianiem wszystkich źródeł błędów na najwcześniejszym możliwym etapie przetwarzania.



Scyntykamera z cyfrowym przetwarzaniem sygnałów z fotopowielaczy. Obliczanie sygnałów pozycyjnych i energetycznych oraz wszelkie korekcje błędów realizowane są przez oprogramowanie.



Schemat scyntykamery, pokazujący sposób powstawania obrazu

Badania dynamiczne i bramkowane

Badanie dynamiczne realizuje się jako sekwencję obrazów, rejestrowanych w ustalonych odcinkach czasu. Badanie dynamiczne przedstawia przebieg pewnego procesu fizjologicznego w czasie; przykładem może tu być badanie nerek, na podstawie którego można jakościowo i ilościowo ocenić parametry szybkości i wydajności funkcji nerek.

Analiza ilościowa możliwa jest poprzez całkowanie zarejestrowanej aktywności izotopu po powierzchni narządu na poszczególnych obrazach.

Specyficzną odmianą badania dynamicznego jest badanie serca **bramkowane** przebiegiem EKG. Obraz serca rejestrowany jest w przeciągu kilkudziesięciu do kilkuset uderzeń. Każdy cykl bicia serca dzielony jest na kilkanaście przedziałów czasowych. Dane z tych przedziałów wykorzystane są do utworzenia kilkunastu obrazów. Obrazy te przedstawiają kilkanaście faz uśrednionego cyklu pracy serca. Taka procedura sztucznie wydłuża czas obserwacji, nie jest bowiem możliwe uzyskanie obrazu scyntygraficznego dobrej jakości na podstawie pomiarów w okresie jednego tylko cyklu.

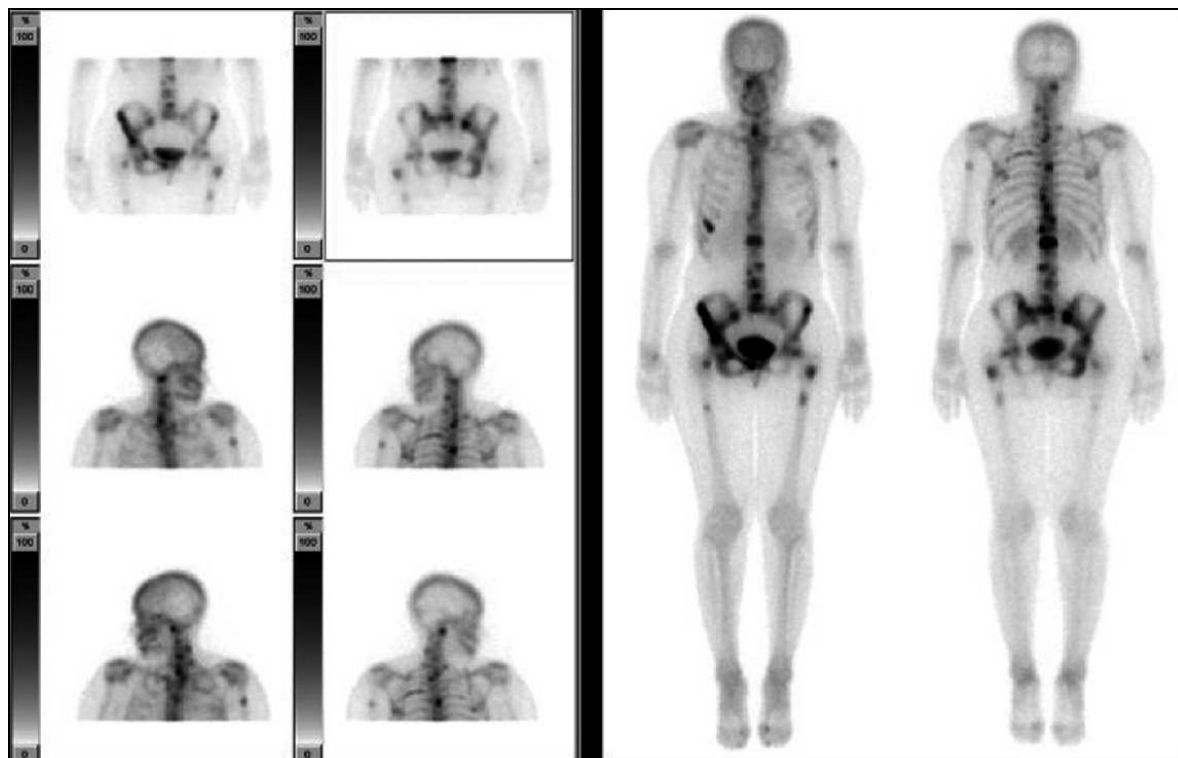


Sekwencja obrazów serca z badania bramkowanego sygnałem EKG; widok z przodu pacjenta; w pobliżu środka widoczny obraz serca (obraz krwi, wypełniającej serce); **po prawej** stronie obrazu serca widoczna **lewa komora serca**, zmieniająca objętość w wyniku pracy mięśnia sercowego.

Badanie całego ciała (*Whole Body Study*)

Do badań całego ciała wykorzystuje się scyntykamerę z prostokątną głowicą, przesuwaną wzdłuż ciała pacjenta. Podczas płynnego ruchu głowicy współrzędne rejestrowanych kwantów są przeliczane z uwzględnieniem chwilowej pozycji głowicy w taki sposób, że współrzędne każdego kwantu są określone w stosunku do ciała pacjenta, co pozwala na uzyskanie obrazu całego obszaru objętego ruchem głowicy.

Badania całego ciała stosuje się w diagnostyce obejmującej wiele narządów, w tym bardzo często do wykrywania i monitorowania rozsianych ognisk nowotworowych.



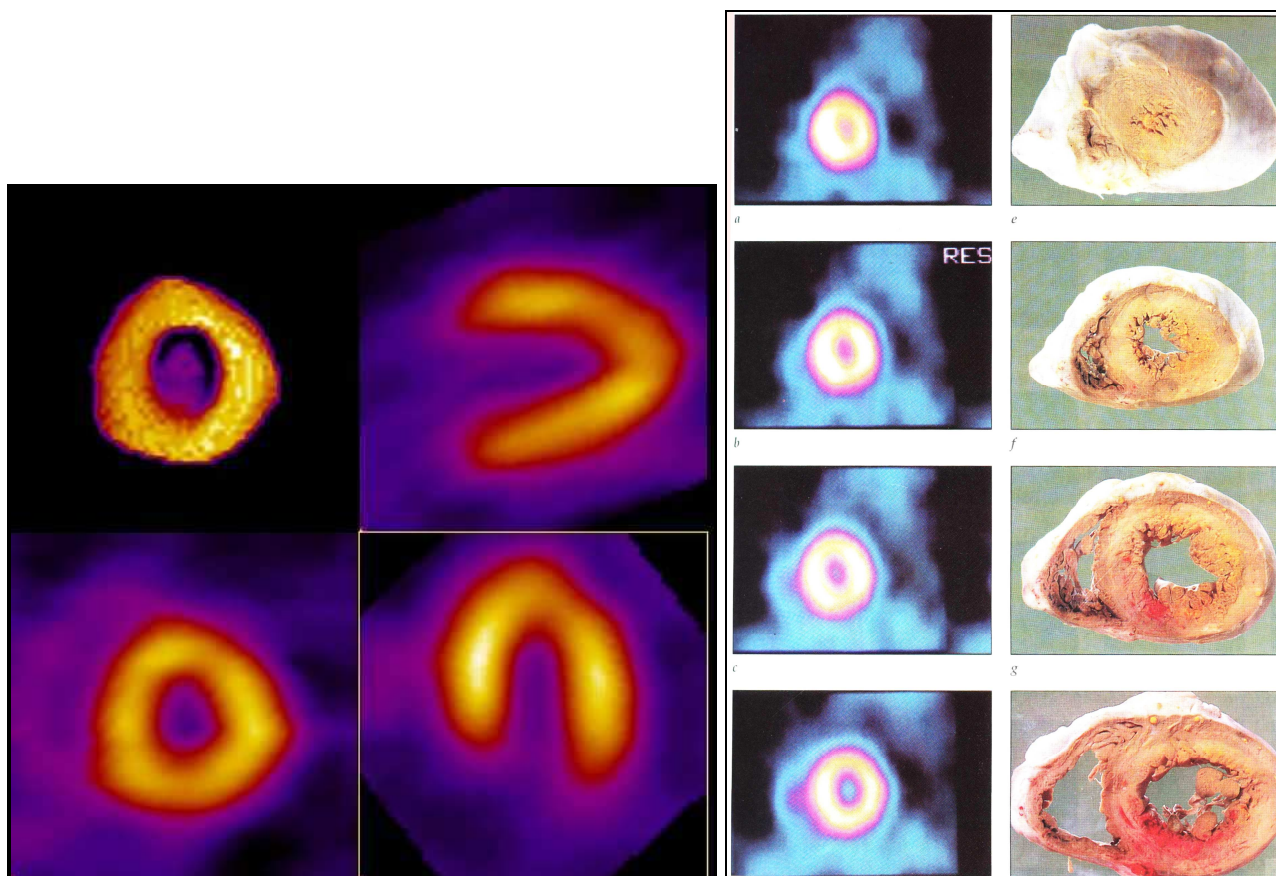
Badanie całego ciała wykonane scyntykamerą z przesuwaną głowicą. Badanie wykonane 3-4 godz. po podaniu ^{99m}Tc -MDP trwało 20 minut i wykazało przerzuty nowotworowe.

Tomografia SPECT (*Single Photon Emission Tomography*)

Zastosowanie scyntykamery z ruchomą głowicą lub głowicami, poruszającymi się wokół pacjenta po łuku, umożliwia uzyskanie obrazów, będących projekcjami tomograficznymi i zrekonstruowanie na ich podstawie 3-wymiarowego rozkładu izotopu. Rozkład ten pozwala na 3-wymiarowe zobrazowanie wybranych funkcji organizmu w wolumenie ciała pacjenta, objętym ruchem głowic. Jest to **tomografia emisyjna**, wykorzystująca promieniowanie, pochodzące z wnętrza obiektu (w przeciwieństwie do tomografii transmisyjnej takiej, jak tomografia rentgenowska, w której źródło promieniowania znajduje się na zewnątrz pacjenta).

Stosowane są prostokątne głowice z kolimatorami równoległo-otworowymi. Stosuje się wstrzyknięte dawki izotopu rzędu 100–300 MBq; typowy czas badania wynosi 20 min. Przez ten czas pacjent pozostaje w bezruchu. Możliwa jest praca systemu ze skokowym lub z płynnym ruchem głowic. W wyniku procesu obliczeniowego rekonstrukcji tomograficznej uzyskiwane są sekwencje przekrojów w różnych płaszczyznach (czołowe, strzałkowe i poprzeczne w stosunku do całego ciała, jak i charakterystyczne dla wybranych narządów), a także symulowane obrazy 3-wymiarowe.

Ilościowe badania SPECT pozwalają na oszacowanie objętości radiofarmaceutyka poprzez scałkowanie zarejestrowanej aktywności izotopu po objętości badanego narządu; stąd pośrednio określa się ilościowo funkcje organizmu, będące przedmiotem diagnostyki. Poniżej przedstawiono badania SPECT, dające diagnostykę ukrwienia mięśnia lewej komory serca.



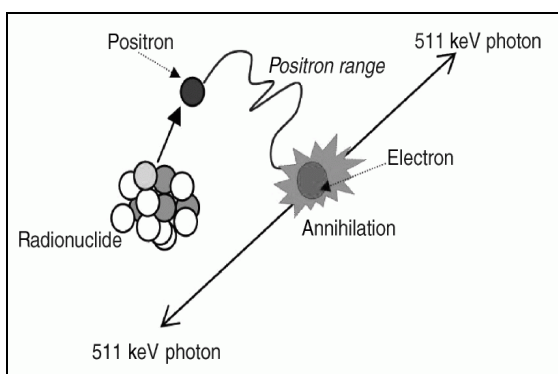
Badania 3D ukrwienia mięśnia sercowego, wykonane techniką SPECT, w zestawieniu z przekrojami serca z podręcznika anatomii.

Tomografia PET (*Positron Emission Tomography*)

Izotopy podlegające rozpadowi beta plus emitują pozytony, które następnie anihilują z elektronami atomu. Każda para pozyton – elektron zamienia się w parę fotonów γ , których łączna energia oraz pęd równoważne są łącznej masie oraz pędowi pozytonu i elektronu. Daje to energię każdego z pary fotonów równą 511 keV.

Izotopy, emitujące pozytony, nie są zbyt atrakcyjne dla tradycyjnej scyntygrafii – zwykle kłopotliwe, krótkie czasy półrozpadu (rzędu minut lub godzin), a energia kwantów równa 511 keV jest zbyt duża dla optymalnej detekcji w typowych głowicach scyntylicyjnych.

Ciekawe możliwości powstają natomiast w przypadku wykrycia każdego z fotonów pary (ich koincydencji) i wyznaczenia ich toru. Para rozbiegających się fotonów wyznacza prostą, którą można potraktować jako linię projekcji tomograficznej.



Schematyczne przedstawienie anihilacji pozytonu.

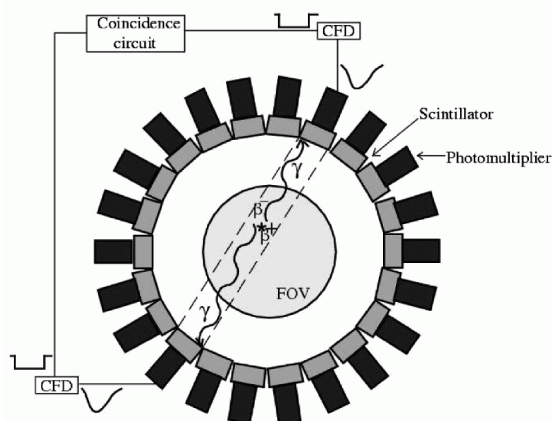
Interakcja pozytonu β^+ z elektronem daje parę kwantów γ o energii 511 keV, rozchodzących się w przeciwnych kierunkach.

Idea detekcji promieniowania, pochodzącego z anihilacji, pojawiła się jeszcze w początkach XX w., jednakże możliwości jej praktycznego wykorzystania w tomografii powstały dopiero w ostatnich dekadach XX w., z pierwszymi niedoskonałymi systemami tomograficznymi (o rozdzielczości przestrzennej rzędu 2 cm) budowanymi w kilku ośrodkach (w USA, Kanadzie i Szwecji) latach 70-tych XX w. Tomografia, wykorzystująca radioizotopy emitujące pozytony, otrzymała nazwę tomografii pozytonowej (PET).

Tomografia PET jest na początku XXI w. najszybciej rozwijającą się techniką scyntygraficzną, z osiąganą rozdzielczością, która poprawia się dwukrotnie co około 24 miesiące.

Ważną cechą tej techniki jest brak kolimatorów (pochłaniających większą część promieniowania w tradycyjnej scyntygrafii), które nie są potrzebne ze względu na to, że zdarzenia rozpadu są wystarczająco dokładnie lokalizowane przez koincydencje par kwantów. W związku z tym tomografia PET cechuje się bardzo dużą czułością przy jednoczesnym stosowaniu bardzo małych dawek radiofarmaceutyków.

W tomografii PET jednocześnie wykrywane są kwanty γ z dużego zakresu przestrzennego, zwykle z wykorzystaniem dość szerokiego pierścienia detektorów, otaczającego pacjenta.



Detekcja kwantów γ w tomografii PET

Stosowane są różne technologie detekcji. W przypadku detektorów scyntylacyjnych stosuje się specyficzne materiały o wysokiej gęstości (dającej dobrą wydajność dla energii kwantów rzędu 0,5 MeV) i bardzo krótkim czasie zaniku scyntylacji – rzędu jednostek lub dziesiątek nanosekund – niezbędnym ze względu na wysoką czasową zdolność rozdzielczą, wymaganą dla wykrywania koincydencji czasowych.

Rozwijane są również alternatywne techniki detekcji takie, jak **komora lawinowa HIDAC** (*High Density Avalanche Chamber*). W rozwiązaniu tym kwanty γ powodują jonizację w cienkiej warstwie metalu, a elektrony wybijane z metalu w czasie tego procesu są rejestrowane za pomocą znajdującej się z drugiej strony tej warstwy **wielodrutowej komory proporcjonalnej** (MWPC – *Multiwire Proportional Chamber*).

Fizyczne ograniczenia dokładności w tomografii PET

Dokładność odwzorowań, uzyskiwanych w tomografii PET, ograniczona jest przez następujące zjawiska fizyczne:

- 1) Anihilacja pozytonu i elektronu nie zachodzi dokładnie w miejscu rozpadu beta plus, lecz po przebyciu przez pozyton pewnej **drogi swobodnej**. Kierunek i długość tej drogi są wartościami statystycznymi; średnia droga swobodna pozytonu jest rzędu kilku mm, co stanowi ograniczenie pozycyjnej zdolności rozdzielczej tomografii PET.
- 2) Dwa kwanty gamma powstałe w wyniku anihilacji otrzymują od wyjściowego pozytonu **składową pęd**, równą dla obu kwantów i powodującą odchylenie ich ruchu w tą samą stronę. Oznacza to, że tory obu kwantów pary nie leżą dokładnie na jednej linii prostej, lecz ich kierunki różnią się o pewien błąd, który wynosi ok. 0,3 stopnia kąтового.

Techniczne ograniczenia w tomografii PET

Podstawowym problemem jest ogromna liczba rejestrowanych danych, znacznie wyższa w porównaniu z wcześniejszymi technikami scyntygraficznymi. Wynika to przede wszystkim z braku kolimatorów oraz z dużej łącznej powierzchni stosowanych detektorów promieniowania. Dane muszą być analizowane i selekcjonowane w celu wykrywania par kwantów o energiach 511 keV, dających koincydencję. Wielka część rejestrowanych kwantów musi zostać odrzucona, gdyż albo pochodzą z innych źródeł niż zaaplikowany izotop, podlegający rozpadowi beta plus, albo zostały rozproszone w ciele pacjenta i nie mogą zostać wykorzystane w rekonstrukcji obrazu.

Innym problemem w tomografii PET jest dostarczanie izotopów o rozpadzie beta plus. Ze względu na krótkie czasy półrozpadu wielu z tych izotopów. Typowym rozwiązaniem jest produkcja izotopów na miejscu w ośrodku, eksploatującym tomograf PET, niekiedy bezpośrednio przed każdym badaniem.

Wykonanie ćwiczenia

I. Analiza statywu i głowicy gammakamery

- Badania ruchów statywu i głowicy
- Zapoznanie się z elementami konstrukcyjnymi głowicy

II. Strojenie gammakamery

- Pomiar i ocena odpowiedzi gammakamery na jednorodne pole promieniowania przed strojeniem
- Strojenie odpowiedzi od punktowego źródła promieniowania umieszczonego centralnie przed głowicą
- Pomiar i ocena jednorodności po zestrojeniu

III. Pomiar dwuwymiarowych odwzorowań planarnych

- Akwizycja statycznych odwzorowań przy różnej liczbie zliczeń w całym obrazie od 100 000 do 20 000 000
- Pomiar odwzorowań generowanych z symulatora gammakamery

IV. Ocena jakości odwzorowań planarnych

- Zapoznanie się z metodami obliczania niejednorodności
- Ocena wizualna odwzorowań
- Obliczenie parametrów jakościowych: jednorodności oraz rozdzielczości przestrzennej

V. Pomiar energetycznej zdolności rozdzielczej

VI. Ocena rozdzielczości czasowej gammakamery

VII. Korekcja jednorodności

- Akwizycja matryc korekcyjnych
- Wykonanie pomiarów jednorodności po korekcjach
- Porównanie i ocena uzyskanych wyników

Wymagania do sprawozdania

1. Narysować schemat toru odczytu scyntykamery. Opisać funkcje poszczególnych bloków.
2. Zamieścić wyniki pomiarów, ocenić je i skomentować.

Literatura

★ **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Second Edition, edited by John G. Webster; Copyright 2006 John Wiley & Sons, Inc.**

w szczególności rozdziały:

– „**Nuclear Medicine Instrumentation**” – Lawrence E. Williams, City Of Hope, Duarte, California

– „**Anger Camera**” – Mark T. Madsen, University of Iowa

– „**Computed Tomography, Single Photon Emission**” – Frederic H. Fahey, Children’s Hospital Boston; Harvey A. Ziessman, Johns Hopkins University

– „**Positron Emission Tomography**” – George Kontaxakis, Universidad Politecnica De Madrid, Spain

★ **Medical Imaging: Principles, Detectors, and Electronics, edited by Krzysztof Iniewski; Copyright 2009 John Wiley & Sons, Inc.**

w szczególności rozdział:

– „**Nuclear Medicine: SPECT And PET Imaging Principles**” – Anna Celler

Na terytorium Polski dostęp do publikacji wydawnictwa John Wiley & Sons, Inc., można uzyskać bezpłatnie ze strony internetowej:

<http://www.aotm.gov.pl/cochrane/>

(Poszczególne rozdziały książek dostępne są jako pliki pdf)

★ **”A HISTORY OF POSITRON IMAGING”** Gordon L. Brownell – strona internetowa o adresie:

<http://www.mit.edu/~glb/>