

IX. TOMOGRAFIA EMISYJNA FOTONÓW I POZYTONÓW

9.1 Wstęp

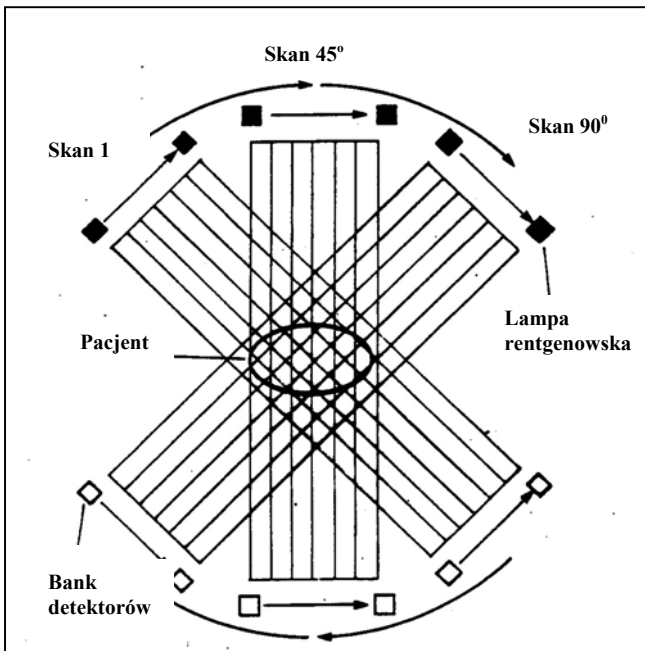
Badając pacjenta chcielibyśmy otrzymać trójwymiarowe obrazy jego narządów. Droga do tych obrazów prowadzi od otrzymania jedno- i dwuwymiarowych projekcji (np. gęstości tkanek) na dany kierunek obserwacji do dwu- i trójwymiarowych rekonstrukcji. Urządzenia, służące do otrzymania projekcji zwane są **tomografami komputerowymi**, a technika obrazowania przekrojów przez ludzkie ciało metodami rekonstrukcji z wielu jednowymiarowych informacji o absorpcji promieniowania X wzdłuż serii wybranych kierunków znana jest pod skrótem CT – *Computed Tomography* (tomografia komputerowa). Nazwa „tomografia” pochodzi od greckiego *tomos*, czyli właśnie przekrój lub cięcie. W początkach techniki była ona związana z konwencjonalną techniką rentgenowską. Tomografia była i jest ona szeroko stosowana w diagnostyce radiologicznej, a jej sukcesy zostały w dalszej kolejności wykorzystane w medycynie nuklearnej w postaci tzw. **komputerowej tomografii emisyjnej** (ECT – *Emission Computed Tomography*). Ponieważ tomografię można podzielić na *poprzeczną* i *podłużną*, warto zaznaczyć, że to właśnie poprzeczna tomografia znalazła najpowszechniejsze zastosowanie. **Tomografia poprzeczna**, w której wykorzystuje się rejestrację poszczególnych fotonów nosi skrót SPECT (od ang. *Single Photon Emission Computed Tomography*). Jeśli źródłem promieniotwórczym jest emiter pozytonów, technikę obrazowania oznaczamy skrótem PET (*Positron Emission Tomography*). Rys. 9.1 pokazuje rozwój techniki tomograficznej, od pierwszych tomografów komputerowych, w których źródło i detektor przejeżdżały równolegle w poprzek badanego przekroju ciała pacjenta do skanera IV-ej generacji, korzystającego z wiązki rozwartej emitowanej ze źródła obracającego się wokół pacjenta i zestawu detektorów rozłożonych na okręgu. Uproszczony schemat samej lampy rentgenowskiej pokazany jest na rys. 9.2. Wiązka elektronów wyrzucana impulsowo z włókna lampy trafia na wolframową antykatodę. Ze względu na stosunkowo wysokie strumienie elektronów przyspieszanych w polu elektrycznym pomiędzy włóknem (katodą) a antykatodą, ta lokalnie się nagrzewa, a ciepło jest odprowadzane przez miedzianą podkładkę. Dodatkowo, szybki obrót antykatody pozwala na zmniejszenie efektu cieplnego. Zaledwie około 0,2% elektronów powoduje emisję promieniowania rentgenowskiego. W wypadku pozostałej części energii elektronów jedynie grzeją antykatodę. Jak omawialiśmy w rozdziale II, otrzymywane promieniowanie zawiera

dwie składowe: promieniowanie charakterystyczne oraz promieniowanie hamowania. To ostatnie ma widmo ciągle o energiach od zera do maksymalnej, odpowiadającej przyłożonej różnicy potencjałów, którą standardowo podaje się w kiloelektronowoltach i oznacza jako kVp. Wiązka promieniowania rentgenowskiego wyprowadzana jest przez okno na zewnątrz. Pokazany na rysunku filtr metalowy służy odcięciu niskoenergetycznej części widma, która by nie przyczyniała się do tworzenia obrazu, natomiast skutkowałaby obciążaniem pacjenta dawką promieniowania jonizującego. Kolimator wyjściowy służy, jak zawsze, najlepszej definicji kątowej wiązki.

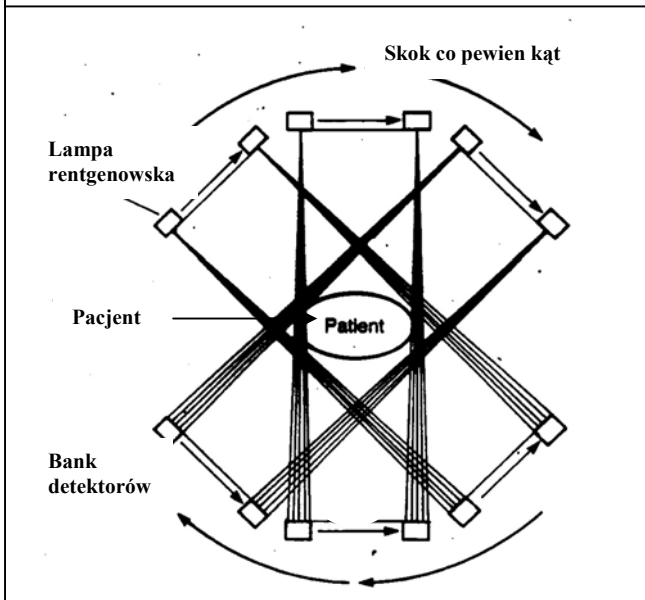
Szczególnym skanerem jest ultraszybki „Imatron”, służący do badań serca (rys. 9.3). W tym skanerze wiązka rozbieżnego promieniowania rentgenowskiego powstaje w wyniku kierowania elektronów ze źródła na pierścienie anodowe i zbierana jest na dwóch nakładających się częściowo na siebie pierścieniach z detektorami, przy czym każdy z pierścieni obejmuje kąt około 210° . Zauważmy, że we wszystkich tych wypadkach mówimy o **tomografii transmisyjnej**, gdyż pacjent znajduje się między źródłem promieniowania a detektorem.

Rys. 9.4 pokazuje typowy widok tomografu komputerowego, a rys. 9.5 – obrazu przekroju poprzecznego brzucha pacjenta, uzyskanego metodą tomografii komputerowej. Dziś korzystamy również ze źródeł promieniowania synchrotronowego, choć głównie do badań pozaustrojowych, *in vitro*. Dzięki ogromnym strumieniom fotonów powstających podczas okrążania pierścienia akumulacyjnego przez wysokoenergetyczne elektrony, można uzyskiwać obrazy o nadzwyczajnej zdolności rozdzielczej, co ilustruje rys. 9.6, na którym przedstawiono trójwymiarowe rekonstrukcje fragmentów kości kobiet w wieku 33 lat (a), 55 lat (b) i 72 lat (c). Widać wyraźnie postępowanie osteoporozy z wiekiem pacjentki.

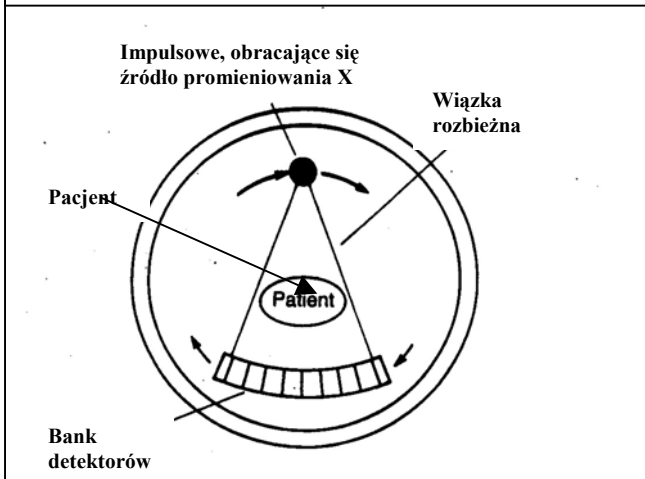
Wysokie strumienie fotonów z synchrotronu pozwalają na użycie rozlicznych, bardzo wyspecjalizowanych technik dyfrakcyjnych, pozwalających na uzyskanie dobrych, kontrastowych obrazów tkanek rakowych, badanie takich parametrów, jak np. objętość krwi w mózgu, a także stwarzają nadzieję na terapię nowotworów przy pomocy ultrawąskich wiązek.



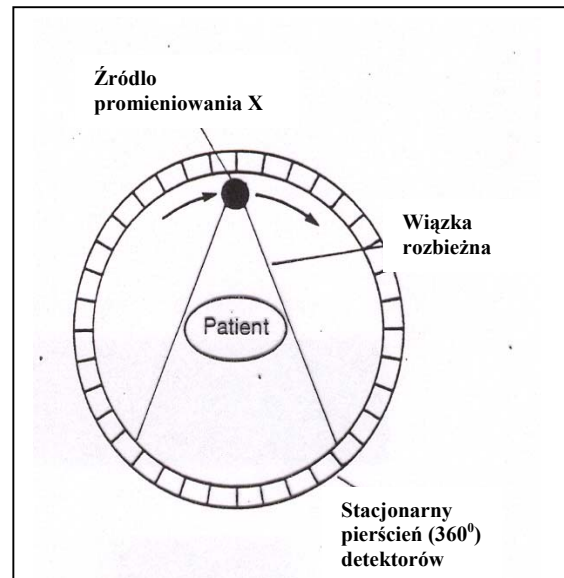
Skanner I-ej generacji



Skannery II generacji z wiązką rozbieżną (typowo 10⁰)

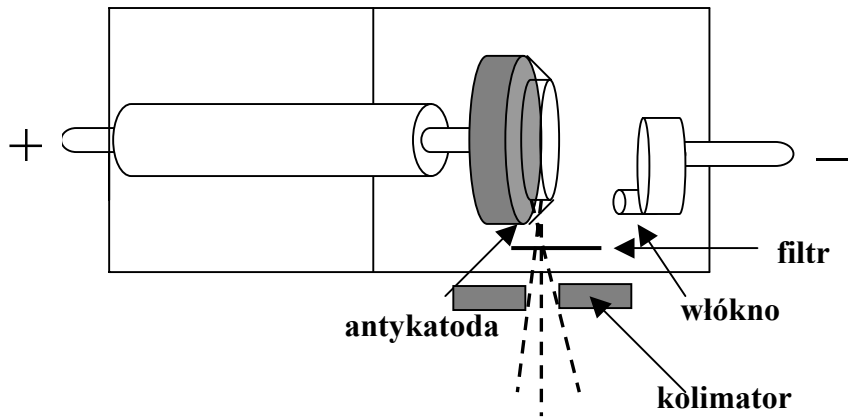


III generacja ze źródłem impulsowym

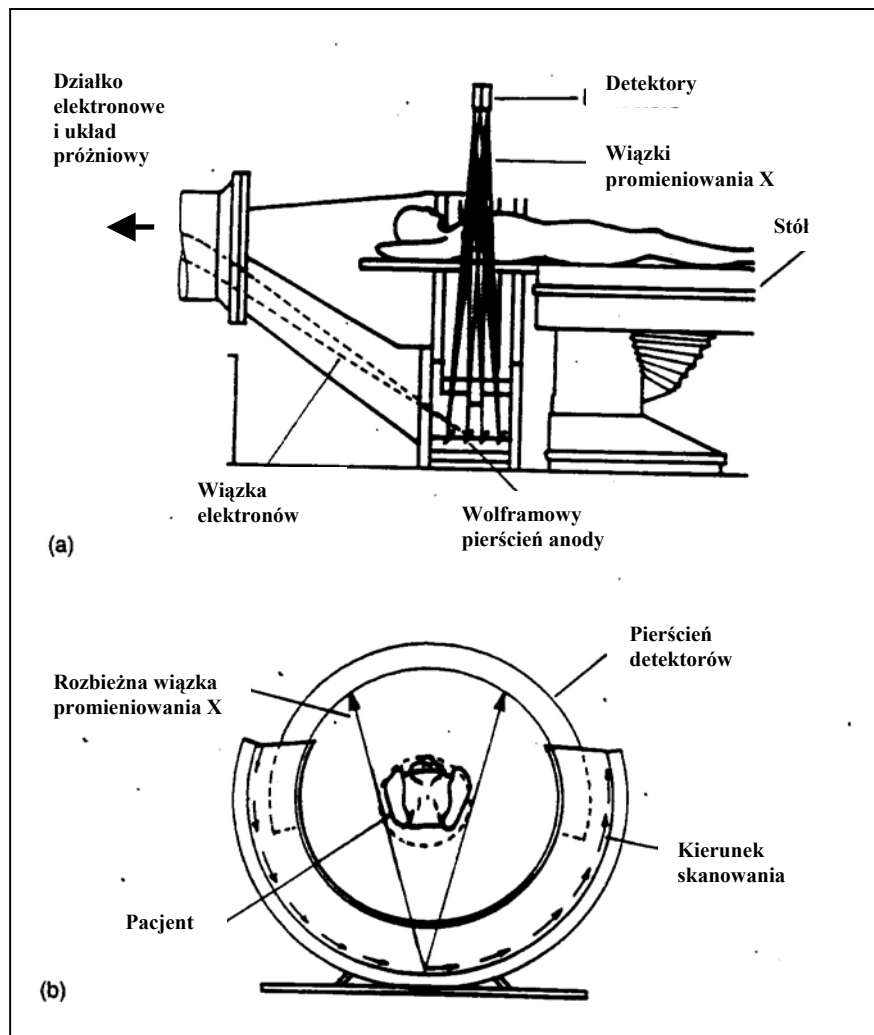


Skannery IV generacji: wiązka rozbieżna, stacjonarne źródło promieniowania X obraca się w sposób ciągły wewnątrz pierścienia, na obwodzie którego umieszczone są detektory promieniowania X.

Rys.9.1 **Rozwój** **skanerów**
komputerowych. Korzystając **ze**
skanerów I-ej generacji (rok 1972) **na**
badanie należało poświęcić 4 – 5 min.
Zastosowanie wiązki rozbieżnej
ułożonej w wachlarz w skanerach II
generacji pozwoliło skrócić czas
badania do ok. 20 s. Późniejszy
rozwój (skannery III i IV generacji)
czas ten skrócił do 4-5 s.



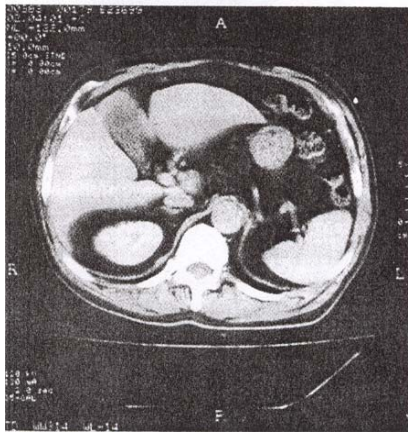
Rys. 9.2 Uproszczony schemat lampy rentgenowskiej



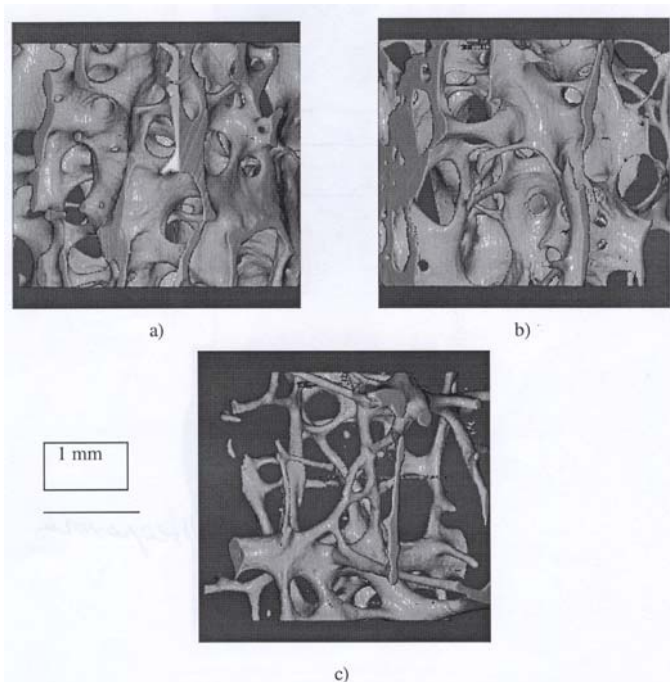
Rys. 9.3 „Imatron”: widok z boku (a) i wzdłuż osi skanera. Czas badania przy użyciu Imatronu to zaledwie 50 ms.



Rys. 9.4 Typowy obraz skanera komputerowego (SOMATON)



Rys. 9.5 Obraz tomograficzny brzucha

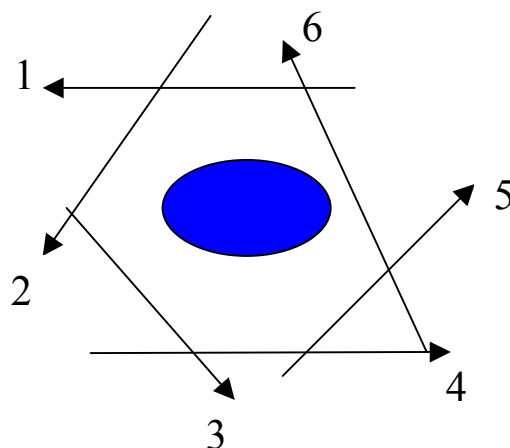


Rys. 9.6 Obrazy postępowania z wiekiem osteoporozy u kobiet w wieku 33 (a), 55(b) i 72 lat (c). Obrazy wykonano na zestawie do tomografii przy Europejskim Źródle Promieniowania Synchrotronowego (ESRF – *European Synchrotron Radiation Source*) w Grenoble, Francja

9.2 Podstawy tomografii poprzecznej

Wyobraźmy sobie narząd prześwietlany wzdłuż wybranych kierunków, jak na rys. 9.6. Zmierzone natężenie wiązki przechodzącej przez dany przekrój, lub emitowanej z danego przekroju, niesie informację o współczynniku pochłaniania promieniowania wzdłuż danego kierunku, jak również – w wypadku emisji - o łącznej koncentracji emiterów znajdujących się wzdłuż wybranej linii pomiarowej. Zadaniem matematycznym jest rekonstrukcja rozkładu współczynnika pochłaniania lub rozłożenia emiterów w całym dwuwymiarowym przekroju. W praktyce przekrój „ogląda się” jako siatkę $N \times N$ pixeli, a dokładność rekonstrukcji w zasadniczym stopniu zależy od liczby M kierunków (na rys. 9.7 $M = 6$), wzdłuż których prowadzono pomiary.

Ponieważ praca z jednym detektorem byłaby bardzo wolna, co oznaczałoby obciążanie pacjenta względnie dużymi dawkami, w obecnych tomografach stosuje się banki detektorów umieszczonych w matrycy liniowej obracającej się wspólnie z lampą rentgenowską wokół pacjenta. Technika SPECT, o której powiemy w następnym paragrafie, posługuje się kamerą scyntylacyjną o dużej wydajności (czułości), stanowiącą bardzo wygodne narzędzie w badaniach tomograficznych.



Rys. 9.7 Schemat prześwietleń narządu (niebieski) pod różnymi kątami

Dla możliwie najlepszej rekonstrukcji interesujące nas pole obserwacji powinno być podzielone na jak największą liczbę pici, co oznacza, że rozmiar pojedynczego Pici powinien być jak najmniejszy. Ten jednak jest uwarunkowany wieloma czynnikami geometrycznymi i systemem zbierania danych. W szczególności, detektor w danym położeniu powinien zbierać informację z całej kolumny pici, prostopadłej do kierunku skanowania przedmiotu (narządu), a mierzone promieniowanie powinno pochodzić tylko z interesującej nas płaszczyzny przekroju, a nie z płaszczyzn sąsiednich. Sam przyrząd powinien odwzorowywać jednorodny materiał w postaci równie jednorodnego rozkładu natężeń w obrazie. Jeśli wykonujemy tomografię emisyjną, należy mieć na uwadze, że fotony wychodzące z różnych głębokości pacjenta będą w różnym stopniu pochłaniane w tkankach i narządach wewnętrznych pacjenta. Dla dobrze działającego przyrządu, jednakowe natężenia wychodzące z dwóch punktów o różnych głębokościach powinny być „widziane” przez detektor jako jednakowe. Warunki te nie są w medycynie nuklearnej łatwe do spełnienia ze względu na naturę kolimatorów oraz cechy pochłaniania i rozpraszania promieniowania wewnątrz ciała pacjenta.

Zasadnicza różnica pomiędzy zwykłą i emisyjną tomografią komputerową polega na sposobie zbierania danych: w konwencjonalnej CT mamy do czynienia ze skanami liniowymi (zbieranie obrazu wzdłuż jednego kierunku obserwacji), które prowadzimy pod wieloma kątami w zakresie $0 \div 180^\circ$. Kąt pełny nie jest wymagany ze względu na symetrię układu człowiek plus tomograf. Tak nie dzieje się w tomografii emisyjnej (np. SPECT), gdzie korzystamy z reguły z pełnego kąta 360° .

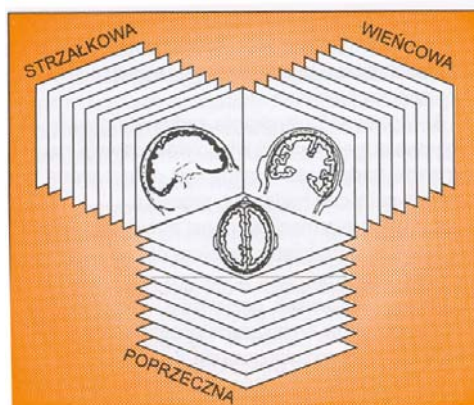
9.3 SPECT

Nazwa techniki: tomografia emisyjna pojedynczych fotonów jest podkreśleniem różnicy z techniką pozytonową (patrz kolejny paragraf), w której trzeba naraz obserwować dwa fotony, aby móc określać miejsce pochodzenia emisji. W technice SPECT, mając kamerę scyntylicyjną wyposażoną w komputer, wystarczy dodać tylko ramię, pozwalające na obrót kamery wokół pacjenta, aby umożliwić prowadzenie badań tomograficznych. Oczywiście należy jeszcze dysponować odpowiednim oprogramowaniem. Jak mówiliśmy wcześniej, dla zredukowania czasu akwizycji danych stosuje się kamery wyposażone w dwie lub trzy

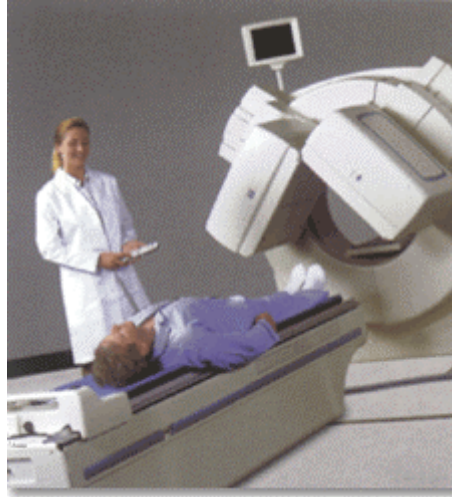
głowice. W wypadku tych pierwszych, głowice umieszczone są po przeciwległej stronie, pod kątem 90° , jak na rys. 9.8, wreszcie w sposób pozwalający ustawić jedną głowicę względem drugiej pod dowolnym kątem. Oczywiście koszt takich kamer będzie zależał m.in. od elastyczności geometrii głowic.

Z punktu widzenia akwizycji danych, zbierane są one w sposób ciągły, tj. podczas ciągłego obrotu kamer albo w sposób mieszany, kiedy to dane zbierane są w trakcie obrotu kamery o jakiś kąt, a następnie przez pewien czas w danym położeniu kątowym kamery. Standardowym jednak sposobem wykonywania pomiaru jest technika *step-and-shoot*, a więc ustawienia głowicy pod pewnym kątem, wykonanie zdjęcia i przejście do wykonania kolejnej projekcji po wykonaniu określonego skoku kameowego głowicy. Wykonanie sekwencji takich obrazów, np. 64, pozwala potem obejrzeć je w modzie kinowym, tj. oglądając je jedna po drugiej w odpowiednim tempie, co stwarza wrażenie obrazu filmowego.

Ponieważ w odróżnieniu od systemu wielodetektorowego kamera scyntylacyjna zbiera jednocześnie informację z dużej powierzchni badanego narządu, zbierane dane są raczej rzutami objętościowymi niż liniowymi danego przekroju. Dzięki temu można dość łatwo z pojedynczej akwizycji danych wykonać rekonstrukcje różnych przekrojów (poprzecznego-*axial*, wieńcowego-*coronal*, strzałkowego-*sagittal* lub ukośnego, rys. 9.8). W układach wielodetektorowych w wyniku jednego zbioru danych odtwarza się tylko jeden rodzaj przekroju. Wygląd typowej gamma-kamery (dwugłowicowej) stosowanej w technice SPECT pokazuje rys. 9.9.



Rys. 9.8 Płaszczyzny poprzeczna, wieńcowa i strzałkowa przy obrazowaniu mózgu



Rys. 9.9 Wygląd typowej gamma kamery

Ponieważ przekrój przez ciało ludzkie przypomina raczej kształt elipsoidy niż okręgu, nie istnieją kamery, w których głowica zamiast jeździć po okręgu, jedzie po torze elipsoidalnym, co ma znaczenie dla jakości obrazowania, gdyż im bliżej ciała znajduje się głowica, tym lepsza jest zdolność rozdzielcza i, oczywiście, statystyka pomiaru. Szczególnym problemem w zbieraniu danych jest problem ruchów pacjenta, gdyż ten porusza się w trakcie badania, choćby już przez to, że oddycha. Dlatego też przy uważnym badaniu należy sprawdzić wynik w modzie kinowym lub przez zdjęcie tzw. *sinogramu*, tj. zestawu wykonanych projekcji tego samego przekroju widzianego pod różnymi kątami, ustawionych jedna pod drugą. Nieciągłości we fragmentach sinogramu jawnie wskazują na defekty związane z ruchem pacjenta. Samo wykonanie rekonstrukcji tomogramu pozostawimy do omówienia w oddzielnym rozdziale,

Niewątpliwie z eksperymentalnego punktu widzenia dobór właściwego kolimatora jest istotny dla możliwie wiernego odtworzenia rozkładu aktywności w badanym narządzie. Z kolei, z punktu widzenia obróbki danych, problemem SPECT jest fakt, że promieniowanie jest emitowane z różnych punktów narządu i przed rejestracją w kamerze jest więc absorbowane w różny sposób. Prowadzi to do sytuacji, w której jednorodny rozkład promieniowania na danym przekroju jawi się nam jako bardzo niejednorodny. Oznacza to dalej konieczność wypracowania odpowiednich algorytmów pozwalających na wprowadzenie poprawki na efekt tego rodzaju. Stosowane algorytmy posługują się różnymi założeniami (jak jednorodność pochłaniającego ośrodka) i wykorzystywane są albo przed przystąpieniem do rekonstrukcji

(metoda Sorensona), w trakcie rekonstrukcji (metoda Gulberga) lub po wykonaniu rekonstrukcji (metoda Changa). Dwie ostatnie metody są najbardziej rozpowszechnione. Obie jednak prowadzą do fałszywych wyników, gdy pochłanianie fotonów np. w klatce piersiowej zachodzi w wysoce niejednorodny sposób. Dlatego też stosuje się techniki doświadczalne badania rozkładu współczynników pochłaniania przez wykonywanie badań transmisyjnych, w gruncie rzeczy podobnych do CT. Choć prowadzi to do wyników o najlepszej jakości, wymaga jednak posiadania dodatkowego wyposażenia, wydłużenia czasu badania i napromieniania pacjenta.

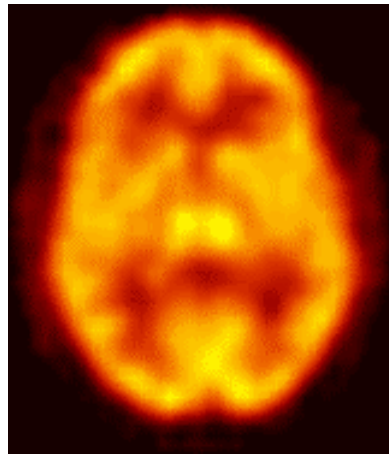
Wspominaliśmy już wielokrotnie o problemach związanych z rozpraszaniem komptonowskim: tu możemy manipulować jedynie szerokością okna amplitudowego oraz wprowadzać poprawki, jeśli dysponujemy pomiarami wykonywanymi w dwóch lub trzech oknach jednocześnie.

W technice SPECT mamy do czynienia z wieloma źródłami błędów, z których pierwszym jest zdolność rozdzielcza zależna od głębokości, na której położone jest źródło promieniotwórcze. Jest rzeczą oczywistą, że głowica kamery musi być skierowana wzdłuż osi obrotu. Ponadto

- dokładność wyznaczenia środka obrotu kamery determinuje dokładność wyznaczenia położenia (X,Y) punktu emitującego promieniowanie. W bezpośrednim obrazowaniu płaskim, przesunięcie o jeden lub dwa pixele nawet trudno jest zauważyć. W technice SPECT natomiast, błędy w granicach jednego lub dwóch pixeli powodują rozpoznawalne artefakty. Np. źródło punktowe jest widziane w postaci obrączki. Aby wyjustować układ należy np. umieścić źródło punktowe w centrum obrotu i zobrazować je wykonując pomiary dwóch obrazów, każdy wzdłuż dwóch przeciwnych kierunków. Obrazy te powinny być identyczne. Jeśli nie są, należy zmienić elektronicznie „zera” w napięciach X i Y.
- W obrazowaniu powierzchni, niejednorodność odpowiedzi kamery na poziomie 5% jest dopuszczalna, jednakże już w rekonstrukcjach tomograficznych wymagana jest jednorodność na poziomie nie gorszym niż 2%.
- Dla wszystkich kątów, pod którymi zbieramy dane, jednorodność odpowiedzi kamery powinna być identyczna. Jednorodność ta może być naruszana głównie przez zmiany wzmocnienia w fotopowielaczach, spowodowane różnymi położeniami tych fotopowielaczy w ziemskim polu magnetycznym. W najnowszych kamerach fotopowielacze są otoczone tzw. miu-metalem, ekranującym je od pól magnetycznych.

Powyższe wymagania pokazują, jak ważną sprawą w praktyce klinicznej jest zapewnienie właściwego programu kontroli jakości, o którym powiemy pod koniec tego rozdziału.

W przeciwieństwie do rozkładu dawki dostarczanej pacjentowi w badaniach metodą rentgenowskiej tomografii komputerowej, która to dawka dostarczana jest do badanego przekroju, w technice SPECT dawka rozkłada się w całym ciele i w czasie podyktowanym efektywnym okresem połowicznego zaniku. W tomografii emisyjnej dla uzyskania obrazu wykorzystujemy około 10 000 razy więcej fotonów niż w CT.



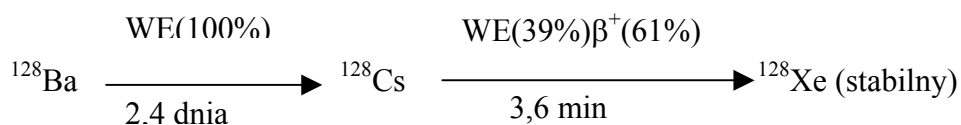
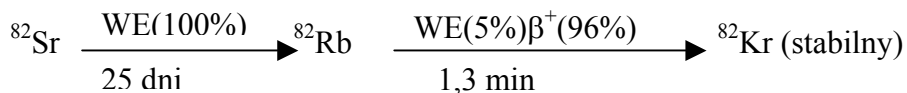
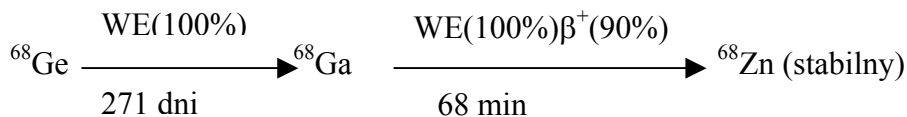
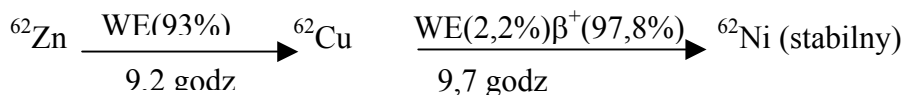
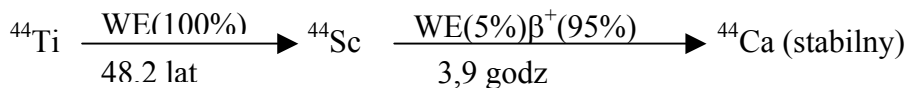
Rys. 9.10 Obraz mózgu uzyskany techniką SPECT

Kliniczne zastosowania techniki SPECT obejmują ocenę pracy mózgu (rys. 9.10), serca, szkieletu kostnego, wątroby, płuc i nerek. W wypadku mózgu SPECT mierzy przepływ krwi i drożność mózgu u pacjentów po udarze lub posiadających guz nowotworowy. Radioskaźnikiem jest tu z reguły ^{99m}Tc . Ten sam znacznik używany jest do obrazowania szkieletu i stanu płuc. Koloid znakowany technetem promieniotwórczym wykorzystywany jest do diagnostyki wątroby i śledziony. Z kolei w badaniach kardiologicznych wykorzystujemy izotopy ^{201}Tl lub ^{99m}Tc , które pozwalają na detekcję obszarów o obniżonym przepływie krwi podczas wysiłku.

9.4 PET

Większość izotopów promieniotwórczych stosowanych w medycynie nuklearnej (^{99m}Tc , ^{131}I , ^{201}Tl itp.) nie ma znaczenia z punktu widzenia czynności życiowych. Tymi, jak mówimy *biogenicznymi* są węgiel, tlen, azot. Spośród nich emitery gamma są związane z krótkożyciowymi izotopami β^+ -promieniotwórczymi: ^{11}C , ^{13}N i ^{15}O . Z kolei ^{18}F może podstawiać się w miejsce wodoru w wielu cząsteczkach o biologicznym znaczeniu, bez większego zmieniania działania tych cząsteczek. W szczególności deoksyglukoza znaczone izotopem ^{18}F może być wykorzystana np. do badania metabolizmu glukozy w mózgu. Zainteresowanie tego typu krótkożyciowymi radionuklidami bierze się właśnie z możliwości wykorzystania ich do badania istotnych dla organizmu funkcji fizjologicznych.

Krótki czas życia ma zarówno dodatnie, jak i złe strony. Tą złą jest głównie konieczność wykonania pomiarów w krótkim czasie od chwili wyprodukowania izotopów, co powoduje często konieczność posiadania w pobliżu sprawnego cyklotronu. W użyciu są też generatory radionuklidów, jak ^{68}Ge - ^{68}Ga czy ^{82}Sr - ^{82}Rb . Niektóre reakcje służące do otrzymania izotopów krótkożyciowych przedstawiamy niżej.



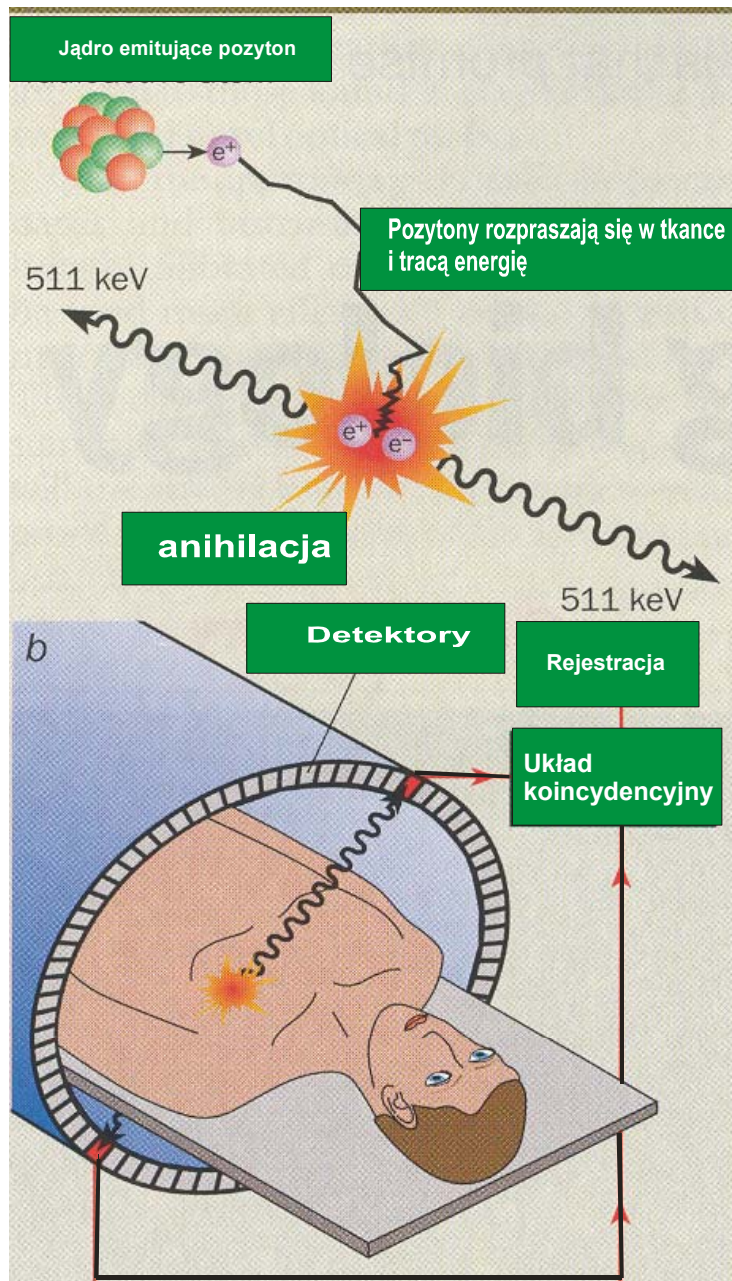
W tabelach 9.1 i 9.2 podajemy krótkie charakterystyki zarówno typowych izotopów używanych w technice PET, jak i typowe w tej technice radiofarmaceutyki.

Tab. 9.1 Podstawowe charakterystyki izotopów β^+ -promieniotwórczych w technice PET

Nuklid	$T_{1/2}$ [min]	Wydajność pozytonowa [%]	Energia maksymalna [MeV]	Metoda otrzymywania
^{11}C	20,39	99,0	0,960	cyklotron
^{13}N	9,97	100,0	1,190	cyklotron
^{18}F	110,00	97,0	0,635	cyklotron
^{15}O	2,04	99,9	1,720	cyklotron
^{82}Rb	1,27	96,0	3,350	generator
^{62}Cu	9,74	98,0	2,930	generator
^{68}Ga	67,8	90,0	1,900	generator

Tab. 9.2 Typowe radiofarmaceutyki w technice PET

Radiofarmaceutyk	Zastosowanie
$(^{15}\text{O})_2$	Metabolizm tlenu w mózgu, usuwanie tlenu z mózgu
$\text{H}_2(^{15}\text{O})$	Przepływ krwi w mózgu i sercu
$\text{C}(^{15}\text{O})$	Objętość krwi w mózgu i sercu
(^{11}C) -N-metylopiperazyna	Wiązanie receptora dopaminy w mózgu
(^{11}C) -metionina lub cholina	Położenie nowotworu
(^{18}F) -fluorodeoksyglukoza	Metabolizm glukozy w mózgu i mięśniu sercowym, a także lokalizacja nowotworu
$(^{13}\text{N})\text{H}_3$ oraz $(^{82}\text{Rb})^+$	Przepływ krwi w mięśniu sercowym



Rys. 9.11 Emitowany z jądra pozyton szybko traci swoją energię w tkance wskutek rozproszeń, a następnie anihiluje z elektronem, w wyniku czego powstają dwa kwanty anihilacyjne, każdy o energii 511 keV. Kwanty te są następnie rejestrowane przez przeciwległe detektory i zapisywane w pamięci układu jeśli rejestracja nastąpiła jednocześnie (w koincydencji). Detektory w kamerze pozytonowej ustawione są bądź na okręgu koła, bądź na bokach sześciokąta.

Zasada PET jest prosta (patrz rys. 9.11): emitowany pozyton jest spowalniany w materii poprzez serię zderzeń i niemal w stanie spoczynku anihiluje z sąsiednim elektronem, w wyniku czego powstają dwa kwanty anihilacyjne o energii 511 keV każdy, emitowane w przeciwnych kierunkach, gdy łączny pęd pary elektron-pozyton wynosi zero. W praktyce niezerowość tego pędu powoduje minimalne odchylenia kierunków emisji pozytonów od 180° . Kwanty anihilacyjne są wychwytywane przez dwa małe detektory NaI(Tl) lub BGO (scyntylator z $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$), z których sygnały zbierane są w koincydencji (w granicach mniejszych od 1 ns). Preferowane są detektory o możliwie dużej gęstości i wartości liczby atomowej, gdyż czułość tych detektorów ze względu na efekt fotoelektryczny jest większa

(przekrój czynny rośnie jak Z^3). Wprawdzie rozpraszanie komptonowskie także wzrasta z gęstością (większa gęstość elektronów!), jednak dominuje efekt fotoelektryczny. Inne jeszcze detektory, jak ortokrzemianu lutetu (LSO) lub gadolinu (GSO) mają dodatkowo krótszy czas życia w stanie wzbudzonym niż BGO i NaI(Tl), co czyni je także preferowanymi kryształami w detekcji fotonów anihilacyjnych, szczególnie gdy zależy nam na szybkim obrazowaniu. Równie ważną charakterystyką kryształu scyntylatora jest jego wydajność kwantowa, od której zależy energetyczna i przestrzenna zdolność rozdzielcza. Wybór kryształu jest z reguły kompromisem pomiędzy wartościami gęstości, wydajności kwantowej i czasu relaksacji.

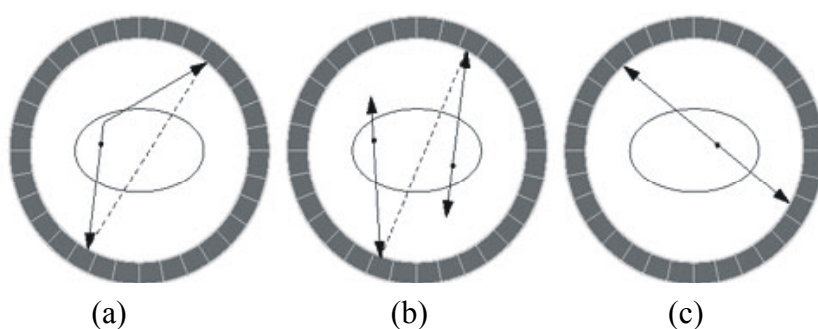
Detekcja kwantów anihilacyjnych eliminuje konieczność używania kolimatorów, mamy tu więc do czynienia z kolimacją elektroniczną. Nie oznacza to jednak, że zupełnie rezygnuje się z kolimacji geometrycznej, gdyż kryształy scyntylatorów są przedzielane szczelinami, co pozwala ograniczać objętości, w których rejestruje się fotony, a ponieważ zestaw fotopowielaczy z układem elektronicznym „śledzi” sygnały z każdego kryształu, to rozmiary geometryczne tych kryształów de facto zapewniają kolimację geometryczną.

Szybkość zbierania danych w technice PET pozwala na prześledzenie przemieszczania się radiofarmaceutyku wewnątrz badanych organów, np. mózgu lub serca, a więc obok informacji o rozkładzie przestrzennym możemy też otrzymać informację dotyczącą czynności narządu wewnętrznego. W zasadzie można myśleć o wykorzystaniu w technice PET metody czasu przelotu, tj. rozróżnieniu fotonów ze względu na czas ich docierania do przeciwległych detektorów, jednak obecny stan techniki nie pozwala na uzyskanie w ten sposób poprawy w zdolności rozdzielczej zarówno przestrzennej jak energetycznej.

Przestrzenna zdolność rozdzielcza techniki PET nie jest najwyższa. Wynika to z kilku czynników. Po pierwsze, droga pozytonów jest zygzagowata, tak więc zasięg pozytonów jest znacznie większy niż odległość pomiędzy miejscem emisji a miejscem anihilacji pozytonu. Typowa niepewność miejsca anihilacji wynosi 1,0 – 1,5 mm. Po drugie, nie wszystkie fotony wylatują z miejsca anihilacji idealnie pod kątem 180° . Skończony pęd anihilującej pary pozyton-elektron powoduje, że między tymi fotonami jest małe odchylenie od tego kąta, które wnosi istotną poprawkę do zdolności rozdzielczej. Jeśli przez D oznaczyć promień okręgu, na którym ustawione są detektory, wkład niekolinearności fotonów w zdolność rozdzielczą będzie w przybliżeniu równy $0.0022D$. Wreszcie, sam rozmiar poprzeczny detektora jest

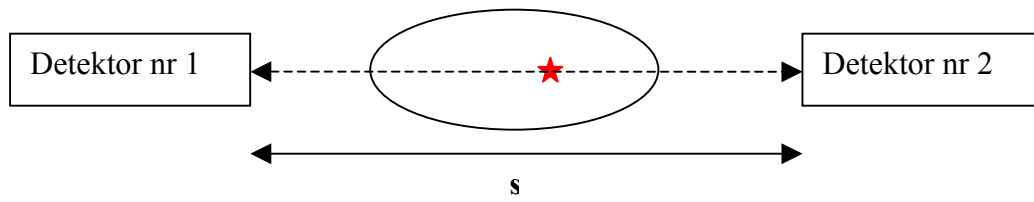
również ważnym parametrem. Typowo połowa tego rozmiaru, to ok. 3 mm. W rezultacie osiągnięta przestrzenna zdolność rozdzielcza, to jakieś 3,5 – 4 mm.

Pewnym problemem w technice jest występowanie koincydencji innych niż te pożądane, co ilustruje rys. 9.12. Z kolei poprawka na absorpcję fotonów w badanym materiale zależy od łącznej drogi fotonów anihilacji. Możemy więc ją zmierzyć w niezależnym eksperymencie z użyciem np. obracanego wokół obiektu źródła ^{68}Ge (rys. 9.13). Zdjęcie skanera PET przedstawione jest na rys. 9.14.



Rys. 9.12 Możliwe koincydencje kwantów anihilacyjnych emitowanych z miejsc zaznaczonych kropkami. Podczas gdy sygnał od fotonów jest prawidłowy na rysunku (c), w wypadku (a), gdy jeden z fotonów przed rejestracją uległ rozproszeniu i został zarejestrowany w detektorze innym niż powinien, daje to mylny sygnał linii (przerywana), na której znajduje się miejsce koincydencji. Podobna sytuacja, tym razem związana z emisją kwantów anihilacyjnych z dwóch różnych miejsc, może prowadzić do otrzymania mylnej informacji (b).

Jak już mieliśmy okazję mówić, istotą badania w medycynie nuklearnej jest odmienna reakcja tkanki chorej i zdrowej na zastosowany radiofarmaceutyk. I tak, glukoza, a więc i fluorodeoksyglukoza, łatwiej przenika przez błonę komórkową do komórki rakowej niż do zdrowej. Pozwala to na szybkie zlokalizowanie komórek rakowych, czego przykłady pokazują poniższe zdjęcia (rys. Rys. 9.15 – 9.17).



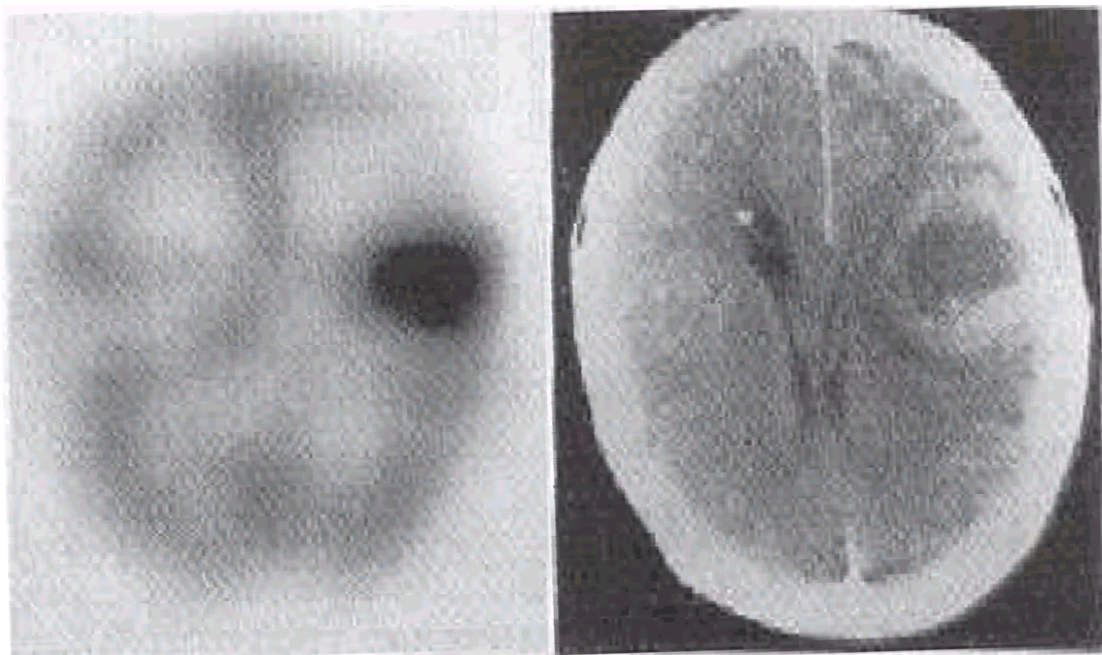
Rys. 9.13 Poprawka na absorpcję zależy od łącznej drogi fotonów anihilacji, s , więc nie stanowi ono większej trudności w analizie obrazu



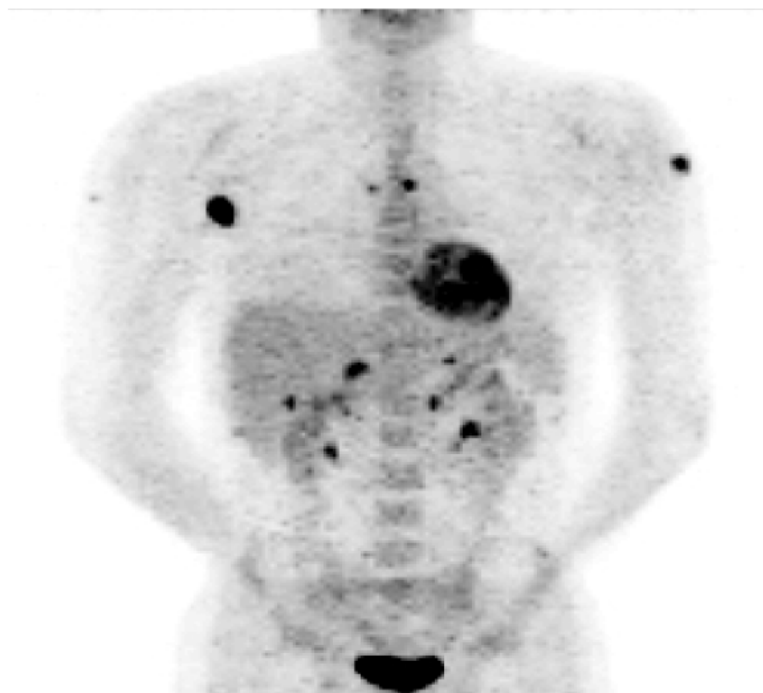
Rys. 9.14 Zdjęcie skanera PET



Rys. 9.15 Rak płuca: obraz
przerzutów uzyskany techniką PET



Rys. 9.16. Nowotwór mózgu: obraz PET (z lewej) i obraz uzyskany techniką rentgenowską (z prawej)



Rys. 9.17 Rak skóry i przerzuty obserwowane techniką PET

Z punktu widzenia diagnostyki można wyróżnić następujące cechy PET na uwagę zasługuje fakt znacznie większej szybkości zbierania danych niż w technice SPECT. Należy też zauważyć, że krótki czas życia radionuklidów pozwala na bezpieczne powtarzanie badań, bez obawy o kumulację radioaktywności w ciele pacjenta. Ponadto nie bez znaczenia jest fakt, że technika PET w zasadzie nie produkuje odpadów promieniotwórczych.

Stosowane w PET radioznaczniki kumulują się w tkankach posiadających szczególnie enzym, gen lub białko. Dzieje się tak dzięki bądź wiązaniu radioznacznika z cząsteczkami białek na powierzchni komórek, zwanych receptorami, lub przez schwytywanie go do wnętrza komórek podczas procesu metabolistycznego lub enzymatycznego, zmieniającego strukturę chemiczną komórek. Istotną cechą właściwego radiofarmaceutyka jest zatrzymywanie się we właściwym narządzie. Istnieją więc takie radiofarmaceutyki, które są wychwytywane np. przez mózg i takie, które zatrzymują się w przestrzeni międzykomórkowej w mózgu.

Rozkład natężenia promieniowania radioznacznika dostarcza informacji o rozkładzie i koncentracji szczególnych obiektów w organizmie, jak receptory, enzymy i transportery. Szybkość kumulowania się radioznacznika lub opuszczania tkanki przez radioznacznik związany jest z tempem zachodzenia w ciele określonych procesów biologicznych. Do najczęściej spotykanych należy ^{18}F we fluorodeoksyglukozy (FDG) - analogu glukozy (możemy śledzić metabolizm glukozy w organizmie). W wypadku korzystania z FDG śledzimy przede wszystkim metabolizm glukozy w organizmie, który zmienia się pod wpływem różnych chorób. Np. w większości nowotworów wchłanianie FDG jest podwyższone, co spowodowało szerokie zastosowanie PET do diagnostyki raka (patrz przykłady wyżej). Wiele chorób neurologicznych, jak epilepsja dzieci, czy choroba Alzheimera powodują specyficzne zmiany w rozkładzie FDG w mózgu, które można zobaczyć właśnie przy użyciu techniki PET. PET znalazł także zastosowanie w diagnostyce chorób serca (patrz tab. 9.2);

Radioznacznikiem można też znaczyć narkotyk, którego rozkład w organizmie chcemy poznać (zresztą zawsze chcemy wyprodukować taki radiowskaźnik, który pokaże nam szczególne cząsteczki lub procesy genetyczne). Z nieco ogólniejszego punktu widzenia chodzi o to, że niektóre cząsteczki chemiczne obecne w krwioobiegu nie mogą przechodzić przez barierę pomiędzy krwioobiegem a mózgiem. Te, które przechodzą mają zasadnicze znaczenie dla pracy mózgu, są jego „paliwem”. Z drugiej strony, związkiem chemicznym,

który nie stanowi normalnego składnika krwioobiegu jest nikotyna, która łatwo przekracza barierę krew-mózg. Bariere ą przekraczają te ą inne niewielkie cząsteczki.

Cena za wysoką jako ść informacji i inne udogodnienia, jakie wnosi technika PET nie jest mała. Korzystanie z izotopów krótko ąciowych powoduje, ę obok kamery pozytonowej powinien pracowa ć cyklotron produkujący te izotopy, a zatem w koszty programu bada ń nale ąy włącza ć prace wyspecjalizowanego zespołu fizyków, chemików (radiochemików w szczególności), matematyków (specjalistów od algorytmów słu ących do rekonstrukcji przekroju), techników i wreszcie samego personelu medycznego.

Na świecie działa ponad 600 skanerów PET. W Polsce obecnie działa 6 skanerów. To prawie dwa razy mniej niż potrzeba dla tak dużego kraju. Kliniczne skanery PET mają dziś do 20 000 elementów scyntylicyjnych, „obserwowanych” przez setki fotopowielaczy otaczających pacjenta. Są one w stanie rejestrowa ć i rozdziela ć setki i tysiące zdarze ń na sekundę. Typowa liczba zbieranych koincydencji dla pojedynczego kąta to 10^7 - 10^8 .

Wstrzykiwana pacjentowi aktywno ść, to na ogół 350 MBq. Daje to dawkę porównywalną z dawką otrzymywaną przy rentgenowskiej tomografii komputerowej. Obrazowanie trwa od kilku minut do godziny. Rozwój techniki PET zmierza ku poszukiwaniu nowych radioznaczników, polepszania przestrzennej zdolności rozdzielczej, podwyższania czułości skanerów i zmniejszania ich kosztu.

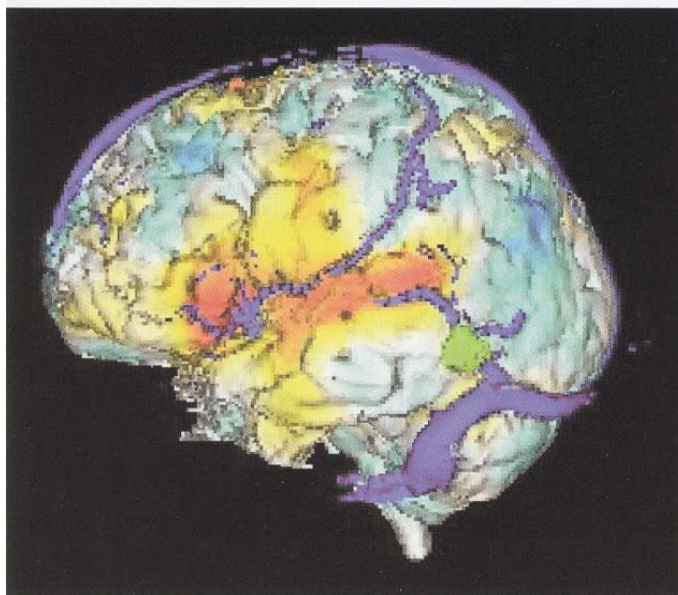
Ostatnio rozwija się metody kombinowane PET+CT. Celem jest obrazowanie szczegółów anatomicznych uzyskiwanych drogą tomografii komputerowej ze szczegółami mówiącymi o metabolizmie, o którym informacji dostarcza PET. W praktyce, aby jak najlepiej się uniezależnić od zmian poło że ń pacjenta podczas badania go obiema technikami (teoretycznie można wprowadza ć „nasuwanie” jednych obrazów na drugie, jednak nie jest to bardzo dokładne) buduje się tandem skanera CT i skanera PET, jeden za drugim. Pacjent w nie zmienionej pozycji przeje ą ą na ło ąu z jednego skanera do drugiego, dzięki czemu na dobrze zobrazowane przez CT szczegóły anatomiczne można nało ąyć obraz miejsc zmienionych chorobowo, a ukazanych dzięki technice PET. Samo skanowanie CT odbywa się albo w ten sposób, ę kamera dokonuje obrotu wokół pacjenta, następnie ten przesuwa się wzdłuż osi skanera po czym następnie kolejne zebranie danych przez obrót kamery wokół pacjenta, kolejny jego przesuw itd. Dziś zamiast takiego osiowego zbierania danych stosuje się często

zbieranie danych spiralnie, tj. kamera CT obraca się wokół pacjenta podczas gdy ten jedzie wzdłuż osi skanera. Mówi się wtedy o helikoidalnym lub spiralnym obrazowaniu. Do szczegółów technicznych, choć niewątpliwie bardzo ważnych, należy dobranie skoku spirali.

Jest pewną ciekawostką, że natężenia zbierane podczas tomografii komputerowej w kolejnych pixelach podawane są często w tzw. *jednostkach Hounsfielda* (HU), które definiujemy jako:

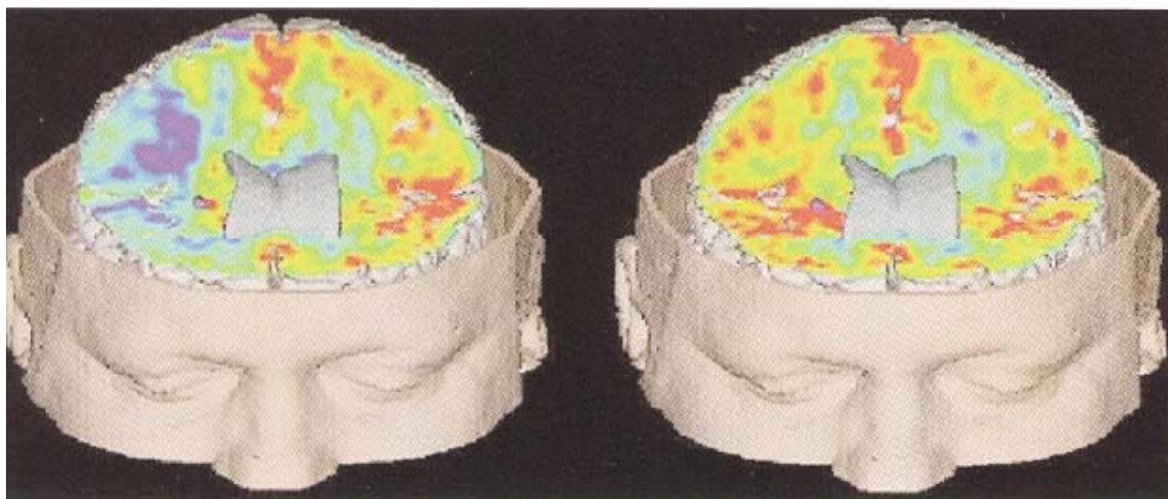
$$HU = (\mu - \mu_w) / \mu_w ,$$

gdzie μ_w jest liniowym współczynnikiem absorpcji promieniowania rentgenowskiego w wodzie wodzie, a μ – w średnim takim współczynnikiem dla miejsca zobrazowanego w danym pixelu. Istnieją oczywiście tablice jednostek Hounsfielda dla tkanek. I tak, powietrze, które niemal nie pochłania promieniowania charakteryzuje natężenie równe -1000 HU, dla wody jest ono równe zero, dla tłuszczu -10 , a dla kości, która pochłania niemal całe promieniowanie natężenie wynosi $+1000$ HU – maksymalną wartość natężenia na skali Hounsfielda.



Rys. 9.18 Zmiany cyrkulacji krwi w mózgu podczas mówienia, otrzymane techniką PET, nałożone na obraz mózgu otrzymany techniką NMR. Obszary odpowiedzialne za mowę pokazano na czerwono, guz nowotworowy mózgu – na zielono. [K.Wienhardt, NUPECC Report, June 2002, 63]

Zastąpienie tomografii komputerowej przez obrazowanie (jądrowym) rezonansem magnetycznym (MRI od ang. *magnetic resonance imaging*) także się stosuje i ma swoje zalety, gdyż uzyskuje się wtedy lepszy kontrast w wypadku miękkich tkanek, a także można wykorzystać metody spektroskopowe. Przykłady zastosowania takich metod kombinowanych pokazują rys. rys. 9.18 i 9.19.



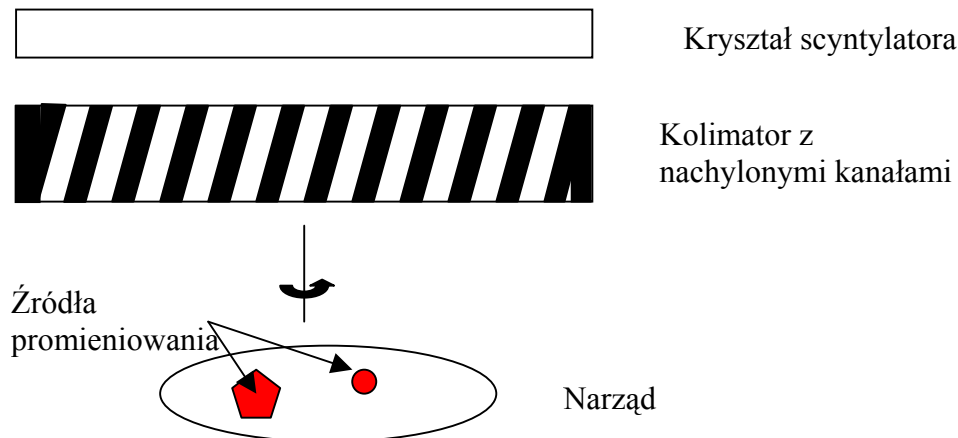
Rys. 9.19 Zobrazowany przy użyciu kombinacji metod MRI i PET obraz przepływu krwi w mózgu po udarze przed (z lewej strony) i po zabiegu (z prawej)

9.5 Tomografia podłużna

W podłużnej tomografii głowica detekcyjna porusza się równoległe do interesującej nas płaszczyzny danego narządu, a informacja zbierana jest z kilku równoległych przekrojów ciała dzięki pomiarom promieniowania rejestrowanego z wybranych kierunków w płaszczyźnie ruchu detektora. Cel ten można osiągnąć przez zmianę kąta nachylenia detektora albo posługując się gamma-kamerą z kolimatorem o ukośnie nachylonych otworach (rys. 9.20). O takich kolimatorach mówiliśmy już w poprzednim rozdziale.

Obracając kolimator wokół normalnej do kryształu scyntylatora uzyskujemy obrazy badanego narządu dla różnych kierunków biegu wiązki promieniowania. Ostatnio pojawiły się też kolimatory mające siedem mikroskopijnych (pin-hole) otworów, dzięki którym otrzymuje się

siedem obrazów narządu, obserwowanych pod różnymi kątami. Mając takie obrazy można zrekonstruować różne przekroje przez badany narząd. Jednakże klinicyści rzadko posługują się tą techniką ponieważ otrzymywane obrazy są rozmywane przez promieniowanie pochodzące z warstw powyżej i poniżej interesującej nas warstwy.



Rys. 9.20 Dzięki zastosowaniu kolimatora z ukośnymi kanałami można w łatwy sposób zmieniać rejestrację kwantów gamma wychodzących z badanego narządu pod różnymi kątami.

9.6 Podsumowanie

1. Komputerowa tomografia emisyjna pozwala na obserwację rozkładu radionuklidu w przekroju poprzecznym, strzałkowym lub wieńcowym przez tkankę lub narząd;
2. Podstawą rekonstrukcji jest zebranie danych (rzutów liniowych) z wielu kierunków;
3. Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów (SPECT) wykonywana jest przy użyciu komory scyntylacyjnej przymocowanej do ruchomego ramienia (ang. *gantry*) obracającego się nad pacjentem;
4. Czynnikiem utrudniającym otrzymanie precyzyjnych obrazów w technice SPECT są pochłanianie i rozpraszanie. Pomiar pochłaniania w modzie transmisyjnym oraz użycie dwóch lub trzech okien amplitudowych pozwalają na znaczne polepszenie jakości rekonstruowanego obrazu;

5. W znacznie szybszej od SPECT technice PET w miejsce kolimacji mechanicznej mamy do czynienia głównie z kolimacją elektroniczną. Detektory pracują w koincydencji, a wprowadzenie poprawek na pochłanianie i przypadkowe koincydencje powstałe z rozpraszania nie nastrocza poważnych trudności. Technika ta pozwala zatem na otrzymanie dobrego, ilościowego obrazu rozkładu aktywności w interesującym nas miejscu.

9.7 Kontrola jakości układów obrazujących

Procedury kontroli jakości mają za zadanie codzienną kontrolę zmian charakterystyk układu. Są one z reguły procedurami pół-ilościowymi, a więc nie nastawionymi na bardzo precyzyjną kontrolę urządzenia. Ta musi być wykonana, gdy pojawi się jakiś szczególny powód. W zależności od tego, czy mamy do czynienia z planarnym obrazowaniem przez gamma kamerę, czy też techniką SPECT lub PET, przeprowadzane testy zawierają nieco inne składowe.

9.7.1 Gamma kamera

Rutynowo sprawdzamy takie parametry gamma kamery, jak:

- właściwy wybór parametrów fotopiku
- jednorodność pola widzenia
- wewnętrzną przestrzenną zdolność rozdzielczą
- liniowość

Codzienny test powinien zapewnić właściwy wybór progu dyskryminacji i szerokości okna w analizatorze amplitudy. Czynność tę wykonuje się w następujący sposób:

1. należy umieścić fiolkę lub strzykawkę zawierającą małe źródło promieniotwórcze pod kamerą. Aktywność samego źródła dobieramy w zależności od tego czy przed kamerą jest kolimator, czy nie. W pierwszym wypadku aktywność źródła wynosi typowo 1-2 mCi dla ^{99m}Tm , w drugim 100-200 μCi ;
2. należy następnie przełączyć kamerę w mod spektralny i wybrać energię oraz okno energetyczne stosownie do używanego radionuklidu (dla ^{99m}Tc będzie to 140 keV i 20%-owa szerokość względna okna, a więc przedział energii 126 – 154 keV).

Zawężanie okna niewątpliwie podwyższy zdolność rozdzielczą, jednak odbije się negatywnie na czułości kamery;

3. fotopik powinien znaleźć się w centrum okna energetycznego. Jeśli nie, należy powoli zmieniać wysokie napięcie na fotopowielaczach aż do poprawienia położenia piksu. W przeciwnym wypadku otrzymamy na obrazie szereg artefaktów. Skądinąd jednorodne źródło będzie w obrazie wykazywało pewną fakturę zawierającą „gorące” i „zimne” pola, gdy fotopik znajduje się odpowiednio powyżej lub poniżej okna energetycznego;
4. należy na końcu zrobić zdjęcie widma i zanotować wartość ustawionego wysokiego napięcia. Ustawienie to nie powinno zmieniać się z dnia na dzień więcej niż o 10%. Jeśli jest ono większe, może to oznaczać jakąś niesprawność układu. Przy okazji należy sprawdzić czystość ekranu oscyloskopu.

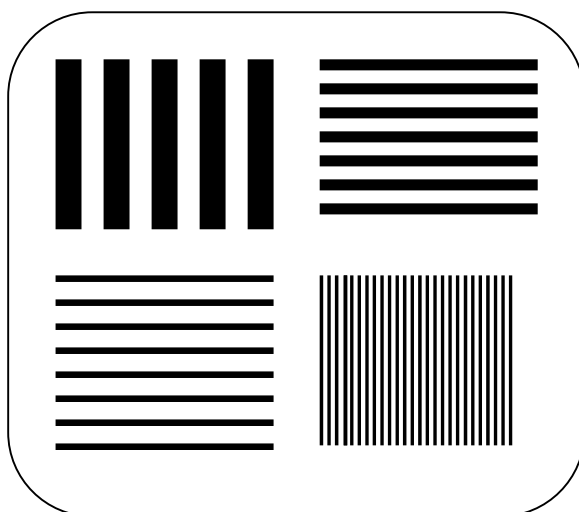
Test jednorodności pola widzenia wykonywany jest codziennie. Planarne źródło o jednorodnym rozkładzie aktywności powinno być obrazowane jako źródło jednorodne. Tak często nie jest choćby ze względu na niedoskonałości kolimatorów, różną czułość scyntylatorów i fotopowielaczy, a także szumy elektroniki. Celem przeprowadzenia testu jest zapewnienie, że zmiany liczby zliczeń w obrazie jednorodnego źródła znajdują się wewnątrz dopuszczalnego przedziału zmienności, a kamera scyntylacyjna jest właściwie zestrojona.

Sprawdzając jednorodność obrazowania korzystamy z planarnego źródła w postaci dysku z 5 – 20 mCi jednorodnie naniesionego źródła ^{57}Co . Taki dysk może być wykonany z plastiku, stosuje się także źródła zawierające ciecz promieniotwórczą. Źródło kładziemy bezpośrednio na kolimatorze. Ponieważ jednak na ogół nie spodziewamy się, aby zmieniała się transmisja kolimatora, chyba żeby był ewidentnie zniszczony fizycznie, sprawdzamy jedynie jednorodność samej kamery. Tu postępujemy wg następującego schematu:

1. Usuwamy kolimator i ustawiamy głowicę detektora 1,2-1,5 m nad podłogą (3 - 4- okrotna wartość promienia kryształu scyntylatora);
2. Umieszczamy małe źródło punktowe (0,2 ml) $^{99\text{m}}\text{Tc}$ o aktywności 100-200 μCi na podłodze (pod źródło podkładamy bibułę, aby uniknąć skażenia podłogi);
3. ustawiamy zliczenia monitora na 10^6 przy małym i dwa razy tyle przy dużym polu widzenia kamery
4. przystosowujemy świecenie oscyloskopu do wybranej wyżej liczby zliczeń;
5. włączamy kamerę i rejestrujemy obraz.

Powstały obraz oglądamy pod kątem jednorodności, kształtu obrazu (powinno pojawić się koło) i ewentualnych artefaktów. Oko ludzkie rozróżnia niejednorodności na poziomie 10% - 15% i takie łatwo widoczne niejednorodności nie można zaakceptować. Na przykład, widoczne czasem jasne, okrągłe place są jawnym dowodem złego działania fotopowielaczy. Można też spotkać defekt związany z pęknięciem kryształu. Wprowadzenie zdefektowanego obrazu do komputera pozwala na stworzenie macierzy poprawek, której późniejsze stosowanie pozwala na uzyskanie prawidłowych obrazów.

Dla *półilościowej oceny przestrzennej zdolności rozdzielczej kamery* (pomiar MTF i FWHM wymaga długiego czasu) stosujemy fantom składający się z czterech pól kwadratowych (kwadrantów), na których znajdują się paski ołowiowe zorientowane różnie w każdej ćwiartce, jak na rys. 9.21. Paski te różnią się grubością i wzajemnymi odległościami od siebie. Najmniejsze odległości między paskami są tak dobrane, aby były mniejsze od przestrzennej zdolności rozdzielczej kamery. W zasadzie postępujemy w podobnych 5 krokach, jak w wypadku badania jednorodności pola widzenia, z tym, że zamiast punktu 1 ustawiamy nasz fantom na powierzchni kryształu (kolimator jest odłączony od kamery), samo źródło może być planarne, a sprawdzamy zarówno odstępy między obrazem linii, jak i deformacje linii. Tego rodzaju test powinno przeprowadzać się raz w tygodniu.



Rys. 9.21 Układ pasków ołowianych w fantomie służącym do testowania przestrzennej zdolności rozdzielczej gamma kamery

Pokazany fantom może być też użyty do demonstracji pogarszania się przestrzennej zdolności rozdzielczej, gdy źródło oddala się kamery.

Oprócz opisanych wyżej testów, podczas instalacji kamery, a także po ewentualnej reperaturze przeprowadza się test pokazujący *liniowe rozmycie* kamery. Tego rodzaju test wymaga użycia szczelin w masce z ołowiu przyłożonej do kryształu scyntylatora, nad którym w odległości około metra ustawiamy źródło punktowe. W obrazie widzimy, w jakim stopniu linie wyznaczone przez szczeliny są rozmywane. W istocie to, co mierzymy, to szerokość połówkowa lub w 1/10 wysokości rozmytego obrazu.

Wreszcie *test liniowości* polega na odwzorowaniu fantomu składającego się z prętów ołowianych, gdy przed kryształem scyntylatora umieścimy kolimator o wysokiej zdolności rozdzielczej. Otrzymany obraz powinien pokazać linie proste.

Podsumowując dotychczasowe opisy działania gamma kamery należy zapamiętać, że

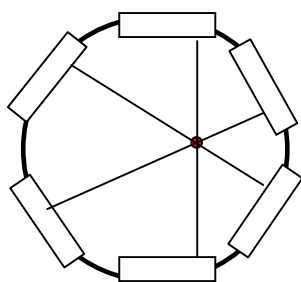
1. Dla oceny kamery istotnymi parametrami są jej przestrzenna zdolność rozdzielcza i czułość; zdolność rozdzielcza i czułość są wielkościami odwrotnie proporcjonalnymi.
2. Przestrzenną zdolność rozdzielczą wyrażamy albo przez szerokość połówkową w połowie wysokości funkcji punktowego rozmycia albo przez funkcję modulacji MTF. Czasem mierzymy też szerokość funkcji rozmycia w 1/10 wysokości piksu.
3. Czułość kamery wyznacza się dla źródeł punktowych, liniowych i planarnych.
4. Wewnętrzna zdolność rozdzielcza i czułość kamery zależą od grubości kryształu scyntylatora i od energii promieniowania γ .
5. Zdolność rozdzielcza kolimatora pogarsza się w miarę wzrostu odległości źródła od kolimatora.
6. Układ tworzący obraz w kamerze produkuje niejednorodny obraz jednorodnego rozkładu aktywności. Dlatego też do kamer dołączany jest moduł pozwalający na automatyczną korekcję. Obecnie efektywne niejednorodności są typowo na poziomie 2%.
7. Czas martwy ma wpływ na działanie kamery przy dużych szybkościach zliczeń, typowo wyższych niż 20 000/s.
8. Dla kontroli jakości zaleca się codzienne testowanie jednorodności obrazu i cotygodniowy sprawdzian przestrzennej zdolności rozdzielczej.

9.7.2 SPECT

W wypadku kamer wykorzystywanych w technice SPECT wymagane są dodatkowe testy, a mianowicie test jednorodności, test środka obrotu kamery, a także przestrzennej zdolności rozdzielczej przy wykorzystaniu fantomów. Te same drobne niejednorodności obrazu jednorodnego źródła planarnego, które w obrazach planarnych gamma kamery nie stanowią problemu, w wypadku techniki SPECT mogą wpływać na jego silną degradację. Tutaj należy wprawdzie zebrać statystykę około 10^8 zliczeń, aby otrzymać odpowiednią macierz czynników korekcyjnych, gdyż te nie powinny być obciążone większym szumem statystycznym. Nawet małe niejednorodności, które procedura rekonstrukcji (patrz rozdz. X) uznaje za rzeczywiste, będą prowadziły do systematycznych, błędów w ostatecznym obrazie.

Podczas pracy kamery zakładamy, że obraca się ona po idealnym kole lub elipsie, a wszystkie położenia kątowe głowicy są idealnie odtwarzane zarówno przez układ akwizycji danych („elektroniczny środek obrotu głowicy”), jak i mechanikę kamery. Mało precyzyjne wypoziomowanie głowicy, czy różne ewentualne wybrzuszenia stołu terapeutycznego będą powodować efektywnie brak stałości środka wokół którego obraca się kamera. Należy mieć na uwadze, że mamy do czynienia z ciężkim układem i działanie pola grawitacyjnego może powodować różne naprężenia kamery w trakcie jej ruchu. Efekt przesunięcia centrum obrotu jest jednakże znacznie częściej skutkiem złej pracy elektroniki. Najprostszy pomiar prawidłowości środka obrotu polega na umieszczeniu punktowego źródła nieco poza centrum łoża pacjenta i prześledzenie zmian obrazu źródła podczas obrotu kamery o 360^0 (rys. 9.22). Obraz ten zostaje następnie wykreślony w kierunkach wzdłuż (oś y) i w poprzek (oś x) łoża. Otrzymany obraz powinien mieć charakter sinusoidy w kierunku x i linii prostej w kierunku y . Odchylenia (w stosunku do sinusoidy) obrazu źródła powyżej połowy rozmiaru piksela od sinusoidy świadczą o eliptyczności obrotów kamery. Odchylenia mniejsze zapamiętywane są w pamięci komputera i używane następnie w charakterze poprawek do obrazu.

Jednorodność i zdolność rozdzielczą kamery SPECT można też mierzyć wykorzystując w tym celu różne fantomy: na ogół przezroczyste zbiorniczki, w których umieszczane są przedmioty z pleksiglasu o różnych rozmiarach i kształtach imitujących np. jakiś narząd. Taki zbiorniczek napełniany jest wodą zawierającą małe ilości aktywności, a otrzymane obrazy przedmiotów są analizowane właśnie z punktu widzenia ich prawidłowości.



Rys. 9.22 Ustawione poza środkiem obrotu źródło punktowe widziane jest przez głowicę kamery w punkcie odchylnym od jej centrum. Odchylenie to jest różne dla różnego kąta położenia kątownego i przy prawidłowych obrotach kamery powinno być sinusoidalnie zależne od tego kąta.

9.7.3 PET

Kontrola jakości kamer PET jest z reguły dość złożona i dotyczy przede wszystkim, w codziennych sprawdzianach, prawidłowości obrazu źródła umieszczonego wewnątrz kamery, ale bez pacjenta (tzw. pusty skan). Taki pomiar daje przede wszystkim informację o prawidłowości działania detektorów, a sam test jest w gruncie rzeczy techniką oglądania sinogramu, podobnie jak w technice SPECT. Sprawdzana jest prawidłowość współdziałania dowolnej pary detektorów znajdujących się wzdłuż danego kierunku (seria równoległych linii łączących detektory na obwodzie koła). Jeśli układ detektorów działa prawidłowo, końcowy sinogram powinien wykazywać jednorodny rozkład natężenia. Złe funkcjonowanie jednego lub więcej detektorów widoczne jest na sinogramie jako oddzielne linie. Podobnie, codziennemu sprawdzianowi podlega jednorodność wydajności każdego detektora (właściwie fotonowielacza).

Innym parametrem podlegającym kontroli jest wartość wzmocnienia w każdym fotonowielaczu. Procedura ta jest jednak żmudna i wykonywana na ogół raz na kwartał, podobnie jak kalibracja przyrządu polegająca na sprawdzeniu jego czułości na konkretną wartość aktywności. Taka kalibracja, przeprowadzana z użyciem fantomów, jest istotna, gdy chcemy ilościowo określić np. aktywność w pacjencie.