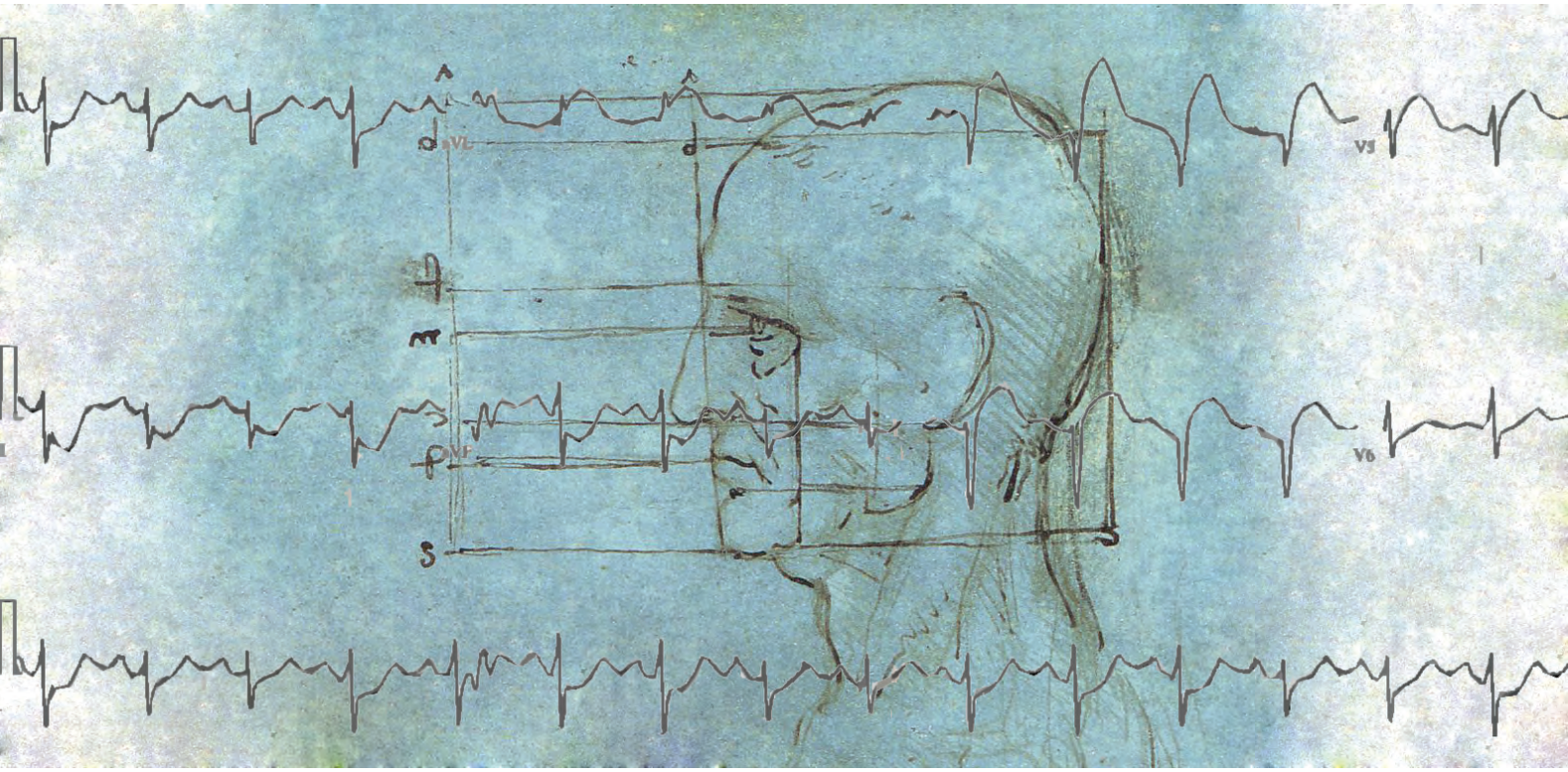


Podstawy medycyny nuklearnej i kontrola jakości w medycynie nuklearnej

laboratorium

Piotr Lass

Gdańsk, 2014

Wydział Matematyki, Fizyki i Informatyki
Uniwersytetu Gdańskiego

Skrypt powstał w ramach projektu „Kształcimy profesjonalistów – kompleksowy program kształcenia skierowany do studentów, absolwentów oraz studentów niepełnosprawnych Uniwersytetu Gdańskiego” współfinansowanego przez Unię Europejską w ramach środków Europejskiego Funduszu Społecznego.

KAPITAŁ LUDZKI
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIWERSYTET GDAŃSKI

UNIA EUROPEJSKA
EUROPEJSKI
FUNDUSZ SPOŁECZNY

Podstawy medycyny nuklearnej i kontrola jakości w medycynie nuklearnej

Część 2: Laboratorium



Prof. dr hab. med. Piotr Lass

Gdański Uniwersytet Medyczny, Zakład Medycyny Nuklearnej

Uniwersytet Gdański, Instytut Fizyki Doświadczalnej

Kierunek nauczania: fizyka medyczna

Gdańsk 2013

Spis treści

Rozdział 1. Aparatura

Rozdział 2. Kontrola jakości

Rozdział 3. Artefakty i warianty

Rozdział 4. Ochrona radiologiczna

Rozdział 5. Pytania kontrolne

Rozdział 1. Aparatura medycyny nuklearnej

Jeżeli głównym celem medycyny nuklearnej jest otrzymywanie obrazów narządów ciała ludzkiego badając gromadzenie się w nich radioizotopów aparatura musi obejmować:

- aparaty umożliwiające zmierzenie aktywność podanego radioizotopu (mierniki dawek), czyli aparaturę kontrolno-pomiarową
- aparaturę medyczną, czyli aparaty umożliwiające narządową detekcję radioizotopu (gammakamery i sondy)
- aparaturę ochrony radiologicznej pacjentów i personelu.

Aparatura kontrolno-pomiarowa to:

- zestawy do pomiaru radioaktywności *in vivo* i *in vitro*
- mierniki dawek

Aparatura medyczna to:

gamma-kamery:

- planarne, czyli o głowicy nieruchomej
- rotujące, czyli o głowicy lub kilku głowicach posiadających zdolność obrotu i wykonywania badań warstwowych (tomograficznych):
  - SPECT *(Single Photon Emission Computed Tomography)* – tomografia emisyjna pojedynczego fotonu
  - PET *(Positon Emission Tomography)* – Pozytonowa Tomografia Emisyjna
- hybrydowe, czyli połączone z innym aparatem diagnostycznym, tomografem komputerowym (TK) lub skanerem jądrowego rezonansu magnetycznego (MRI):
  - SPECT/CT
  - PET/CT
  - do celów specjalnych.

analizatory jedno-/wielokanałowe

ręczne sondy scyntylacyjne.

Detekcja promieniowania jonizującego

Zacznijmy od podstaw fizycznych. Z punktu widzenia fizyki wykrywanie promieniowania oparte jest na jednej z trzech zasad:

- jonizacji powietrza (komora jonizacyjna, licznik Geigera-Müllera),
- jonizacji łącza p-n w detektorze półprzewodnikowym,

- scyntylacji – czyli wzbudzeniu błysku świetlnego po pochłonięciu kwantu promieniowania jonizującego.

Komory jonizacyjne i liczniki Geigera-Müllera

Oparte są na zjawisko jonizacji w gazie: będącym pod normalnym ciśnieniem w komorach jonizacyjnych, rozrzedzonym w licznikach G-M. Np. kwant promieniowania gamma z technetu-99^{m} powoduje powstanie ok. 4.000 par jonów. Przez gaz popłynie prąd, tym silniejszy, im silniejsza jonizacja. W medycynie nuklearnej oparte na komorach jonizacyjnych są mierniki dawek, na licznikach G-M urządzenia służące w ochronie radiologicznej, np. tzw. liczniki powierzchniowe, czyli tzw. 'cegły' (ze względu na kształt). Obraz liczników promieniowania poniżej, tzw. „cegła", czyli licznik powierzchniowy po lewej

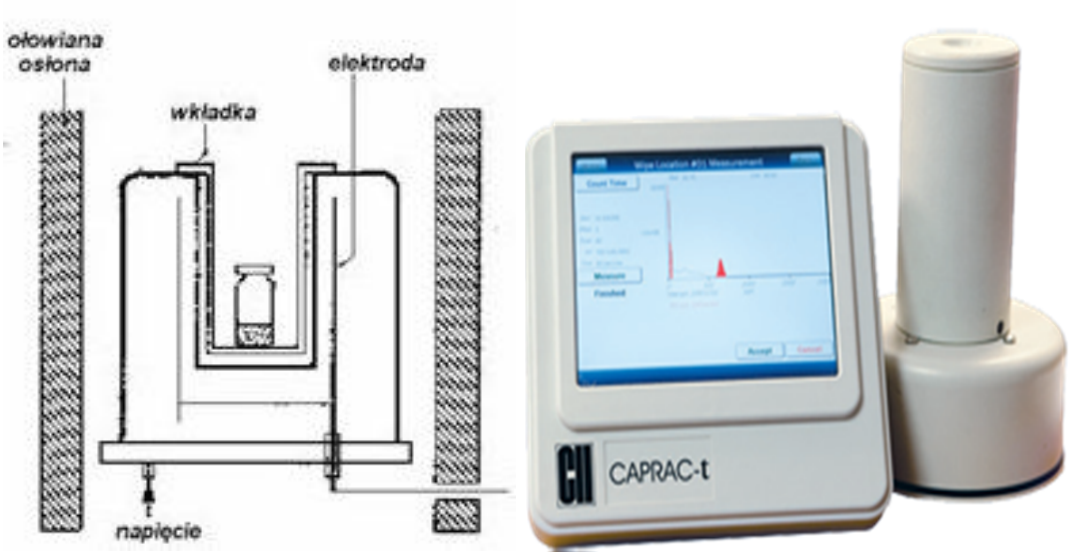




www.sklep.cyfronika.com.pl

Aparatura kontrolno-pomiarowa

Miernik (kalibrator) dawek to urządzenie niezbędne do pracy każdego zakładu medycyny nuklearnej. Służy on do odmierzenia aktywności (dawki) izotopu podawanego badanemu pacjentowi. W końcu musimy wiedzieć ile radioizotopu podajemy pacjentowi. Jak podamy za mało obraz scyntygraficzny będzie marnej jakości lub terapia nieskuteczna. Jak za dużo – przekroczymy wymagania ochrony radiologicznej. Budowa kalibratora dawek jest dość prosta: Centrum aparatu jest studzienka do której wrzuca się mierzoną próbkę radioizotopu, stąd jeszcze inna nazwa – licznik studzienkowy. W ścianach studzienki umieszczona jest elektroda badawcza i jonizowany gaz. Schemat i obraz kalibratora dawek poniżej.



deqtech.com

Czy można odmierzyć aktywność radioizotopu bez miernika dawek?

W porządnym zakładzie, w normalnych warunkach – nie. Dlatego trzeba mieć w zakładzie zapasowy licznik. Może jednak wystąpić sytuacja awaryjna, psuje się licznik główny, wyciągamy z magazynku zapasowy, który również okazuje się zepsuty. Wówczas - znając z doświadczenie aktywność źródła radioizotopu i objętość płynu z którym go odciągamy (eluatu) można dość orientacyjnie, ale względnie dokładnie rozdozować radioizotop używając cienkich strzykawek o małej objętości i dokładnej podziałce, tzw. insuli nówek.

Podstawy fizyczne - detektory półprzewodnikowe

Są one oparte są na jonizacjach powstałych po pobudzeniu spolaryzowanego złącza p-n w półprzewodniku i powstaniu impulsu elektrycznego proporcjonalnego do energii kwantu promieniowania jonizującego. Na zjawisku tym oparte są tzw. fotodiody lawinowe, coś, co w przyszłości zapewne podstawi kryształy scyntylacyjne i fotopowielacze w gammakamerach. Dwa lata temu wprowadzono do użytku pierwszą gammakamerę opartą na detektorach półprzewodnikowych. Mają trochę niższą wydajność, ale jest ich więcej niż klasycznych gammakamerach. Są bardzo czułe na wahania napięcia i temperatury, co wymaga bardzo precyzyjnej kompensacji.

Podstawy fizyczne - detektory scyntylacyjne

Scyntylacja to zjawisko błysku świetlnego w substancji stałej, ciekłej lub gazowej wywołanego absorpcją kwantu promieniowania jonizującego. Jest odmianą luminescencji (tzw. 'zimnego światła'). Dla aparatury medycyny nuklearnej zjawisko scyntylacji ma znaczenie podstawowe.

Dla praktyki aparatury medycyny nuklearnej najważniejsza jest scyntylacja w kryształach nieorganicznych. Promieniowanie powoduje przejście elektronów do pasma wzbudzonego i – po przejściu do pasma podstawowego - powstaje rozbłysk o czasie trwania od 10^{-5} do 10^{-10} sekundy. Na detektorach scyntylacyjnych oparte są sondy scyntylacyjne i gammakamery.

Zacznijmy od aparatów najprostszych – sond scyntylacyjnych. Mogą być aparatem stacjonarnym lub mieścić się w dłoni. Służą do prostego obliczenia aktywności radioizotopu w badanym narządzie, np. w tarczycy. Głównym elementem budowy jest analizator połączony z kryształem scyntylacyjnym. Najczęściej stosuje się je badaniu tzw. jodochwytności tarczycy. Metodyką pomiaru jest ocena aktywności w gruczole wyjściowo oraz po 12/24 godzinach po podaniu izotopów promieniotwórczych jodu: ^{123}I lub ^{131}I. Obraz licznika jednokanałowego poniżej.



www.healthoncare.com

Istnieją również ręczne sondy scyntylacyjne *hand-held gamma probes)*. Są to małe aparaty detekcji promieniowania – od wielkości dużego pióra do pręta długości ok. 20 cm. Służą do znajdowania w czasie zabiegu chirurgicznego tkanek gromadzących radioizotop (na przykład przerzutów nowotworowych lub węzłów chłonnych) gromadzących radioizotop. W czasie operacji chirurg manipulując w polu operacyjnym sondą owiniętą w jałową osłonę znajduje taką tkankę po sygnale akustycznym lub świetlnym. Znajdują zastosowanie głównie w identyfikacji tzw. węzła wartownika *(ang. sentinel node),* czyli węzła chłonnego o najwyższym prawdopodobieństwie wystąpienia przerzutów, rzadziej małych gruczołów dokrewnych (przytarczyc), resztek tkanek pozostawionych po operacji oraz w tzw. radioimmunoscyntygrafii. Obrazy ręcznych sond scyntylacyjnych poniżej.





N.b. odmiany ręcznych sond scyntylacyjnych są wykorzystywane technologicznie w geofizyce i przemyśle, zwłaszcza w tzw. defektoskopii gamma, opartej na irydzie-192 lub kobalcie-60. .

Minikamery

Minikamery służą do podobne celu – odnajdywania węzłów chłonnych przed operacją chirurgiczną. Jest to niewielki detektor scyntylacyjny z małym ekranem umożliwiający – bezpośrednio przed operacją lokalizacje węzłów chłonnych, zwłaszcza pachowych. Obraz minikamery poniżej.



www.medgadget.com

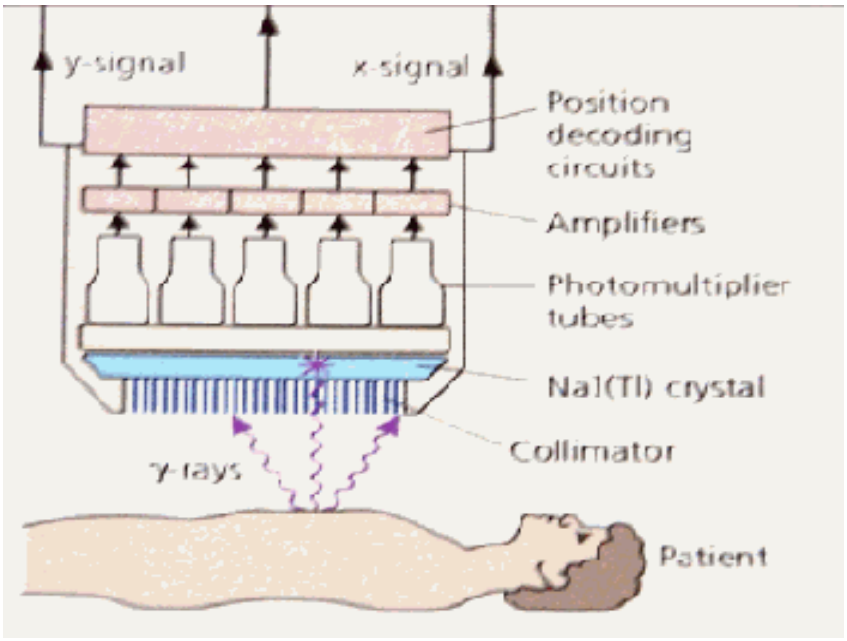
Gammakamery

Gammakamery są podstawowymi urządzeniami stosowanymi w medycynie nuklearnej, obrazującymi rozmieszczenie radioizotopu w organizmie pacjenta. Oparte są na wykrywaniu promieniowania jonizującego drogą scyntylacji w krysztale. Błysk światła ulega przetworzeniu na sygnał elektryczny, uporządkowany przestrzennie we współrzędnych X i Y, a następnie na obraz czarno/biały lub w kolorze.

Zasadniczą częścią gammakamery jest jej głowica, a jej podstawowym elementem kryształ scyntylacyjny, tworzący obraz rozmieszczenia radioizotopu w badanym narządzie. Kryształ scyntylacyjny (grubość od 6 do 15 mm), standardowo 9 mm, przetwarza promieniowanie jonizujące w błysk świetlny (scyntylację – *łac. scintilla* – błysk*).* Scyntylatorem powszechnie używanym w gammakamerach jest

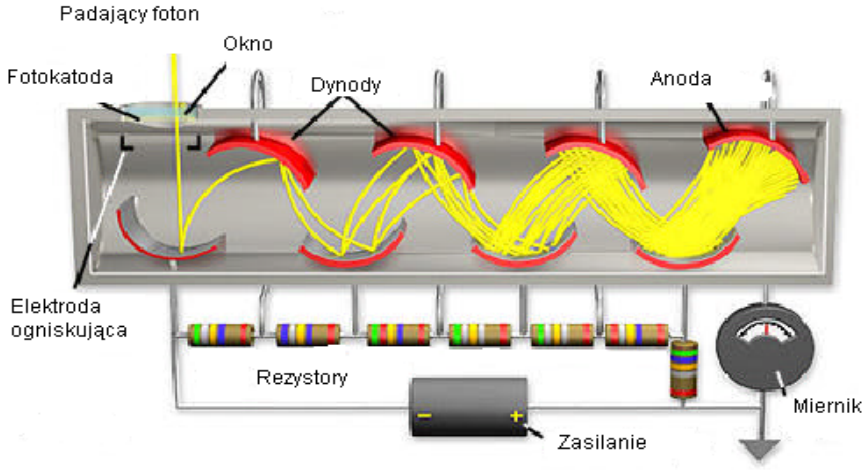
jodek sodowy aktywowany talem; stosunkowo nieliczne atomy talu zmieniają strukturę kryształu i są odpowiedzialne za wystąpienie scyntylacji.

Uwaga!!!! Kryształ może pęknąć w odpowiedzi na wahania temperatury !!!!! Unikać przeciągów!! Z tego względu pomieszczenia gammakamer są klimatyzowane, parametry producenta zalecają zwykle wahania temperatury mniejsze niż $1^{o}C$ na godzinę. Schemat budowy głowicy gammakamery poniżej.



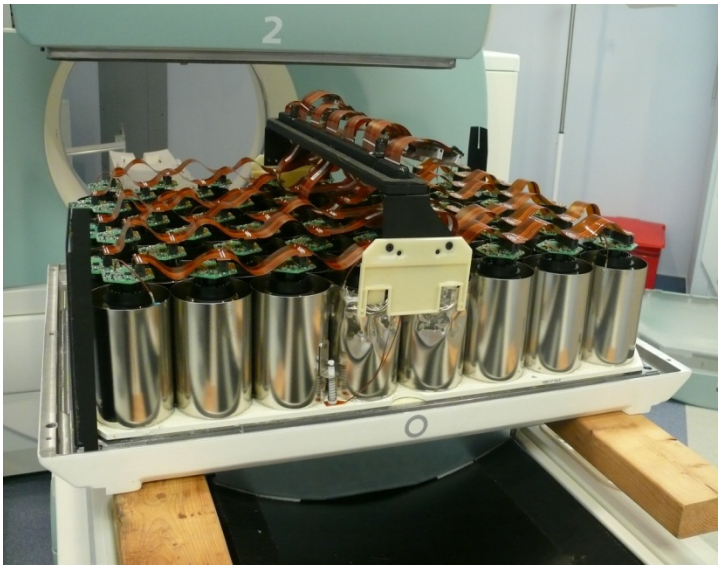
www.fas.org

Na powierzchni kryształu rozmieszczonych jest od 20 do 120 (najczęściej 75 lub 91 na głowicę) fotopowielaczy wzmacniających błysk świetlny, przyklejonych silikonem lub połączonych światłowodami. Fotopowielacz jest lampą elektronową przetwarzające impuls świetlny na elektryczny, wzmacniany następnie dziesiątki milionów razy przez dynody lampy. Impuls elektryczny z fotopowielacza jest proporcjonalny do liczby fotonów z kryształu scyntylacyjnego. Sygnały z fotopowielaczy są przekazywane do macierzy kodującej fakt błysku i jego pozycję w osiach X i Y i po odpowiedniej selekcji odtworzone na ekranie komputera. Schemat budowy fotopowielacza i jego obraz poniżej learn.hamamatsu.com





Fotopowielacz, jako lampa elektronowa, został wynaleziony w roku 1936, dziś jest rzeczą absolutnie przestarzałą i skutki tego trwają do dziś; dąży się do zamiany jego roli przez detektory półprzewodnikowe. Fotopowielacze w głowicy gammakamery (po zdjęciu obudowy) na obrazie poniżej.



www.flickr.com

Detektory półprzewodnikowe

Oparte są na zupełnie innej zasadzie fizycznej. W utrzymywanym w polu elektrycznym krysztale półprzewodnika po absorpcji kwantu promieniowania gamma elektrony przenoszą się do pasma przewodnictwa, powstałe luki zapełniają inne elektrony, przeskakiwanie elektronów w polu generuje sygnał elektryczny. Najczęściej stosowane detektory oparte są na germanie, kadmie i tellurze (detektory CZT), rzadziej na krzemie, jodku rtęci, bizmucie. Detektory germanowe zapewniają

dwukrotnie lepszą zdolność rozdzielczą w porównaniu z detektorami scyntylacyjnymi, na dziś (2013 r.) najlepszą wśród dostępnych detektorów gamma. Po stronie minusów jest konieczność utrzymywania systemu w ultra-niskich temperaturach celem minimalizacji szumów elektronicznych.

Może to oznaczać rewolucję w obrazowaniu radioizotopowym, wywracającym znaczną część dotychczasowych założeń medycyny nuklearnej:

- czas badania skraca się do 5 min, ilość podanego radioizotopu zmniejsza się o 2/3
- możliwa jest obserwacja w tzw. czasie rzeczywisty – jak w USG – już w czasie pozycjonowania pacjenta
- obraz SPECT uzyskuje się bez rotacji głowic – są nieruchome; w związku z tym w kontroli jakości znika konieczność oceny niektórych parametrów kontroli jakości, na przykład centrum rotacji.

Gammakamery oparte na detektorach CZT na obrazie poniżej.



www.lovet.pl



www3.gehealthcare.pl

Budowa głowicy c.d. - obwód elektroniczny

Za fotopowielaczami znajduje się obwód elektryczny tworzy trzy sygnały elektryczne opisujące fotony rejestrowane prze kryształ o osiach X i Y – położenia błysku i Z - jego amplitudy. Impulsy X, Y i Z zapisywane są przez przetwornik analogowo-cyfrowy w pamięci komputera jako obraz cyfrowy. Obraz cyfrowy może być później przetwarzany komputerowo: analizowany, wygładzany, rekonstruowany w warstwach badania SPECT, przepuszczany przez filtry wyostrzające etc.

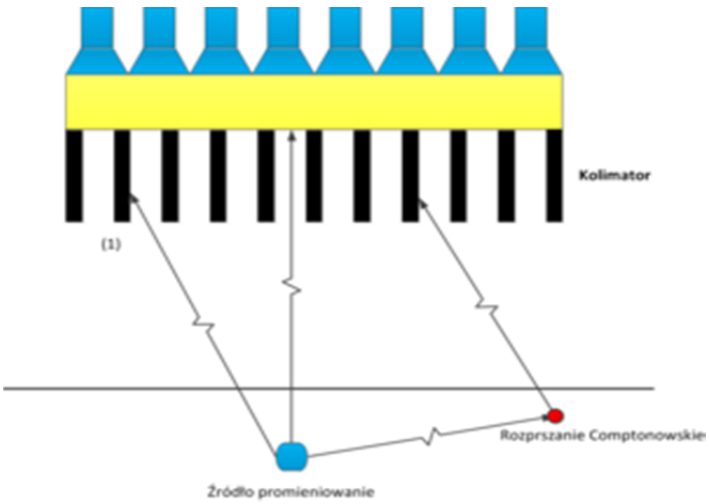
Kolimatory

Kolimatory są rodzajem filtrów. Porządkują one wielokierunkowy strumień fotonów w wiązkę równoległą (najczęściej), zbieżną lub rozbieżną. Spotyka się je również w radiologii i radioterapii.

W medycynie nuklearnej jest to najczęściej podziurkowana płyta metalu lub specjalnie ułożona folia, umieszczona przed kryształem scyntylacyjnym.

Zadaniem kolimatora jest selekcja kwantów promieniowania gamma emitowanych przez badany obiekt przez usuwanie kwantów biegnących skośnie do powierzchni detektora oraz eliminację promieniowania rozproszonego, którego udział w promieniowaniu rejestrowanym w krysztale nie powinien przekraczać 5%. Kolimatory są, oprócz kryształu scyntylacyjnego najważniejszą z punktu widzenia fizyka medycznego częścią gammakamery, w sposób zasadniczy decydująca o czułości i rozdzielczości całości układu detekcyjnego. Kolimatory wykonane są z ołowiu, wolframu lub tungstenu, czynnikiem dostosowującym kolimator do energii poszczególnych radioizotopów jest długość i grubość przegród.

<u>Działanie kolimatora:</u>



brain.fuw.edu.pl

przepuszcza kwanty prostopadłe do powierzchni detektora, zatrzymuje kwanty biegnące skośnie i pochodzące z rozpraszania Comptona

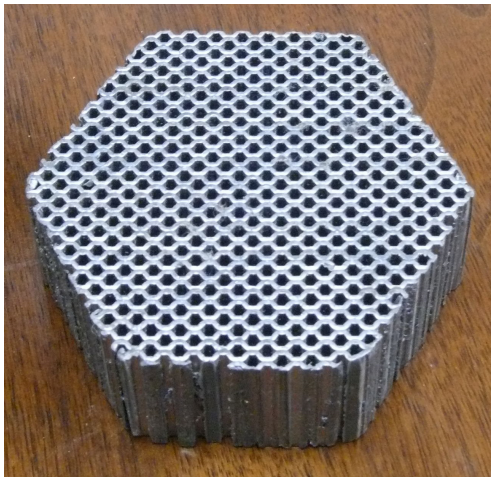
Typy kolimatorów

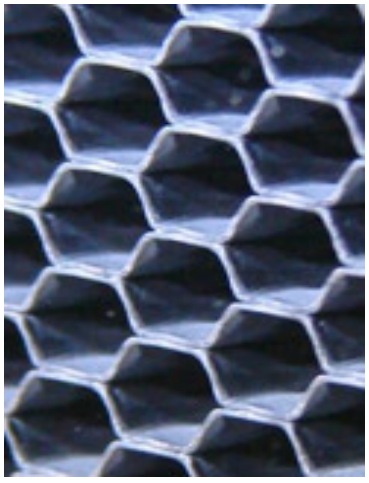
Najczęściej spotykamy kolimatory równoległe, porządkujące wiązkę promieniowania w wiązkę prostopadłą do powierzchni kryształu; wyróżniamy również:

- kolimatory zbieżne (w tym tzw. *pinhole)*, które powiększają obraz małych narządów, poprawiając zdolność rozdzielczą badania; są szeroko stosowane w badaniach serca i mózgu,
- kolimatory rozbieżne umożliwiają uzyskanie obrazu narządów większych niż pole widzenia gammakamery; to dziś dość rzadko spotykane tzw. rozwiązanie dla ubogich, no ale jeżeli ktoś ma małą gammakamerę (o polu widzenia rzędu 25 mm), a chce zrobić obraz całego ciała, to stosując kolimator rozbieżny i wydłużając czas akwizycji da się zrobić. Autor widział to raz w życiu, w Serbii.

Budowa kolimatora zależy od energii promieniowania:

- przy wysokiej energii promieniowania (np. przy jodzie – 131) przegrody (septy) muszą być grube, rzędu kilku milimetrów ołowiu, również gruby i ciężki musi być sam kolimator, po to aby skośno biegnące kwanty promieniowania zatrzymywały się na nich – kolimator jest grubą, nawiercona płytą
- przy niskiej lub średniej energii promieniowania (tal-201, technet-99m) wystarczy dość cienka siatka ołowiana, poniżej energii promieniowania poniżej 200 keV, przegrody rzędu 1 mm wystarczą. Poniżej kolimator płytowy po lewej, siatkowy po prawej. blog.imabug.net, www.nuclearfields.com





Uwaga! Siatka - jako cienka i miękka - jest podatna na uszkodzenia mechaniczne. A kolimator to kosztowna zabawka.

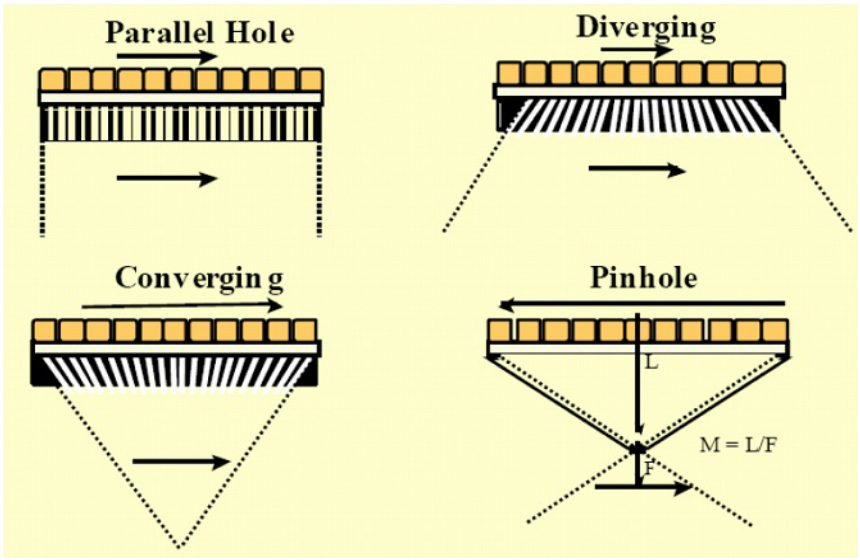
Kolimatory LEAP, LEHR, inne…….

Ze względu na energię promieniowania radioizotopu i planowana rozdzielczość badania wyróżnia się kolimatory:

- LEAP *(Low Energy All Purpose),* czyli niskoenergetyczne ogólnego przeznaczenia; niskoenergetyczne czyli przeznaczone dla badań z użyciem technetu-99m (140 keV), również talu-201 (69 do 81 keV), jodu-123 (159 keV) i kobaltu-57 (122 keV),
- LEHR *(Low Energy High Resolution),* niskoenergetyczne o wysokiej rozdzielczości, o grubszych przegrodach, używane tam, gdzie chodzi nam o wysoka rozdzielczość; bo – kolimacja nigdy nie jest idealna, zatem zwiększając grubość przegród uzyskujemy bardziej uporządkowaną wiązkę promieniowania, za cenę utarty części zliczeń i gorszą ich statystykę, trzeba więc wydłużyć czas badania.
- kolimatory średniej energii promieniowania MEAP *(Mean Energy All Purpose)* dla dość rzadko wykonywanych badań z użyciem galu-67 (szczyty promieniowania 93, 184 i 296 keV) i indu-111 (172 i 247 keV)
- kolimatory wysokiej energii promieniowania HEAP *(High Energy All Purpose)* stosujemy w badaniach wykonywanych z użyciem jodu-131 (284 i 364 keV).

Co się stanie, gdy przed badaniem pomylimy kolimatory? Jeżeli w badaniu z użyciem galu-67 lub jodu-131 użyjemy kolimator niskoenergetyczny, obraz będzie rozmazany – wysokoenergetyczne kwanty gamma bez trudu penetrują cienkie septy. W sytuacji odwrotnej statystyka zliczeń będzie niska i obraz będzie nieczytelny.

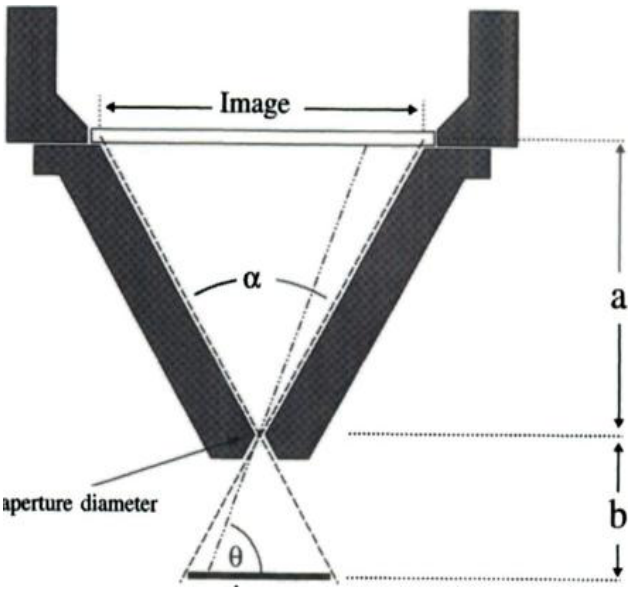
Na rysunku poniżej zgodnie z ruchem wskazówek zegara: kolimator równoległy, rozbieżny, zbieżny, *pinhole* oftankonyv.reak.bme.hu



Kolimator pinhole

Kolimator ten to ołowiany lejek z otworem zbrojonym wolframem, działa tak jak soczewka w układach optycznych lub raczej *camera obscura.* Umożliwiają powiększenie obrazu małego narządu, takiego jak tarczyca, w super-rozdzielczej scyntygrafii bioder lub dłoni zwierząt w medycynie nuklearnej doświadczalnej i weterynaryjnej. Były dość rzadko stosowane, ostatnia dekada przyniosła powrót pinhola w układach wielodektektorowych, n.p. w opisanych poniżej gammakamerach opartych na detektorach półprzewodnikowych.

Zasada działania kolimatora pinhole



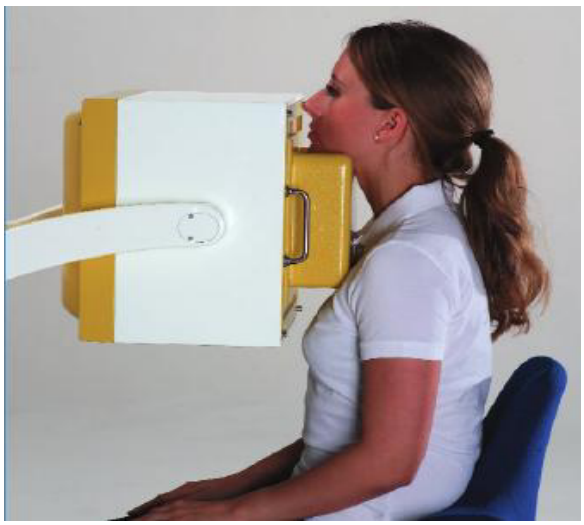
Czujnik dotyku

I wreszcie ostatni – mały, ale istotny - element budowy głowicy. Czujnik dotyku *(touch pad)*. Istotą badania warstwowego jest rotacja głowicy jak najbliżej ciała pacjenta, po okręgu lub elipsie. Przy wadliwym zaprojektowaniu rotacji głowica może dotknąć ciała pacjenta, przy dużym pechu wywołać uraz mechaniczny lub – u chorych labilnych psychicznie – wywołać tzw. napad paniki. Czujnik zatrzymuje rotację głowic aparatu po dotknięciu przez chorego. Oczywiście w takiej sytuacji trzeba rozpocząć badanie od nowa.

Gammakamery planarne

Jest to głowica umieszczona na nieruchomym stojaku, nie daje możliwości wykonywania zdjęć warstwowych w odróżnieniu od gammakamer SPECT (rotujących). W porównaniu z nimi ma jedną zasadniczą zaletę. Jest bez porównania tańsza. Stosowana jest do badania małych narządów (tarczyca, przytarczyce, ślinianki), tam, gdzie obrazowanie warstwowe jest zbędne. Dziś dość rzadko produkowane. Mała (pole widzenia 40 cm) gammakamera planarna na zdjęciu poniżej i mała gammakamera tarczycowa na zdjęciu poniżej.





www.elimpex.com

Gammakamery SPECT (rotujące)

SPECT – *Single Photon Emission Computed Tomography* – skomputeryzowana tomografia emisyjna pojedynczego fotonu.

Tomografia (gr. *tome* – warstwa, *grafein* – zapisywać) jest to technika obrazowania cienkich warstw narządów miąższowych; oczyszczonego z obrazu tkanek zdrowych leżących na i pod ogniskiem chorobowym; poprawia się jakość obrazu oraz zdolność rozdzielcza. Istnieją:

- tomografia transmisyjna – tomografia rentgenowska i komputerowa (TK)
- tomografia emisyjna – SPECT i PET (pozytonowa tomografia emisyjna)
- tomografia rezonansu magnetycznego.

Efekt tomografii osiąga się przez rotację głowicy/ kilku głowic gammakamery wokół ciała pacjenta (w SPECT) – najczęściej stosowane są zestawy dwóch głowic rzadziej pierścienia detektorów – ring-SPECT lub rejestrację kwantów przez pierścień detektorów (w PET). Czas akwizycji badania SPECT wynosi od 15 – 30 min., 10 min w przypadku badań serca.

Dziś coraz częściej stosuje się tak zwana aparaturę hybrydową: połączenie w jednym aparacie urządzenia radiologicznego (skaner TK lub MRI) i radioizotopowego (SPECT, PET).

SPECT – głowice gammakamery

Jakość obrazu tomograficznego w SPECT zależy od ilości zarejestrowanych zliczeń na element obrazu (*counts per pixel)* oraz promienia rotacji głowic (im bliżej ciała pacjenta, tym lepiej).

Wynikają z tego warianty konstrukcyjne gammakamer

- gammakamery mogą być jedno- lub wielogłowicowe oraz
- warianty budowy głowic (detektory pierścieniowe: *ring-SPECT*; geometria L-kształtna lub C-kształtna) przeznaczonych do badań kardiologicznych lub neurologicznych.

Gammakamera jednogłowicowa SPECT na zdjęciu poniżej.

Gammakamery wielogłowicowe

Ile gammakamera może mieć głowic? Gammakamery PET to inna historia, tam ilość detektorów idzie w tysiące, ale gammakamera konwencjonalna może mieć od jednej do czterech głowic, najczęściej dwie. Przy jednej głowicy czas badania jest bardzo długi, czasem kiepsko tolerowany przez zbolałego pacjenta, może się więc poruszyć, obraz będzie niediagnostyczny. Dlatego standardem są gammakamery dwugłowicowe.

Gammakamera dwugłowicowa jest najbardziej uniwersalna, *ergo* najczęściej spotykana w badaniach planarnych; umożliwia akwizycję obrazu w dwóch projekcjach, najczęściej przeciwstawnych, rzadko skośnych. Skraca to czas badania np. kości o połowę, a w badaniach warstwowych dwukrotnie poprawia statystykę zliczeń i czułość badania. Dalej, w systemach dwugłowicowych wystarczy łuk obrotu o 180°, nie trzeba pełnej rotacji. W badaniach kości, wątroby, płuc głowice są ustawione przeciwstawnie (pod kątem 180°), w badaniach serca dla osiągnięcia rotacji bliskiej ciała pacjenta głowice ustawione są pod kątem 90% (zdjęcia poniżej). Gammakamera dwugłowicowa o układzie zamkniętym na zdjęciu poniżej, pacjent weterynaryjny.



Układ zamknięty oznacza spoczywanie ciała pacjenta w otworze aparatu. Nie jest zbyt korzystny; u pacjenta może wystąpić napady klaustrofobii lub ataki paniki , a głowice ustawione są stale przeciwstawnie, co uniemożliwia zmienną geometrię. Z tego względu obecnie preferuje się systemy otwarte, pozostawiające więcej przestrzeni wokół ciała badanego, zdjęcia poniżej.

Klaustrofobia to nieuzasadniony, silny lęk przed zamknięciem w małych, ciasnych pomieszczeniach, windach etc. Podobno pamiątka po porodzie, przynajmniej tak twierdził Zygmunt Freud. W radiologii może wystąpić u pacjentów badanych w aparatach o układach zamkniętych, takich jak w gammakamerach takich jak na zdjęciu powyżej, tomografach komputerowych, a zwłaszcza skanerach jądrowego rezonansu magnetycznego MRI, gdzie na dodatek jest zimno (bo chłodzenie helem) i okropnie głośno nad głową. Do kilku procent badań może skończyć się niepowodzeniem, bo pacjent nie wytrzyma.

Gammakamera dwugłowicowa - system otwarty jest przedstawiona na obrazie poniżej.





Ustawienie głowic pod kątem 90° do badań kardiologicznych



www.siemens.asia

Gammakamery trój- i czterogłowicowe

Trójgłowicowe gammakamery poprawiają statystykę zliczeń o dalsze 50%, gammakamery czterogłowicowe ja podwajają. Zmniejszają jednak otwór kamery, dlatego stosowane są rzadko, gammakamery trójgłowicowe SPECT stosowane są w zasadzie przeważnie w badaniach serca i mózgu, a gammakamery czterogłowicowe wyłącznie do badań mózgu, niemowląt i małych zwierząt w medycynie doświadczalnej, bo na takie badania pozwala mała średnica otworu centralnego gammakamery. Mało uniwersalne rozwiązanie i chyba o jeden most za daleko. Ślepa uliczka. Zdjęcia poniżej.

Trójgłowicowa gammakamera SPECT



Zakład MN GUMed

Gammakamera czterogłowicowa



Mediso Polska

Gammakamery hybrydowe SPECT/TK

Badanie hybrydowe (hybryda: mieszanie gatunków, np. konia i osła, wychodzi muł): jest to jest to jednoczasowe wykonanie badania radioizotopowego i radiologicznego (TK, MRI), w dość prototypowych konstrukcjach można w jednym aparacie scalić PET/SPECT i TK lub dołożyć ultradźwięki (USG) w roli diagnostycznej lub terapeutycznej. Aparaty hybrydowe są projektowane dla:

- fuzji obrazów dla obejścia względnie niskiej zdolności rozdzielczej SPECT oraz dla ominięcie niedogodności wynikających z:

- ruchomości oddechowej lub krążeniowej narządów wewnętrznych, zwłaszcza przy niewielkich nowotworach; o ile artefakty wynikające z akcji serca są zaniedbywalne) – bo akcja serca jest szybka (norma to 60 – 90 uderzeń na minutę), a skany TK wykonywane są szybciej, niż co sekundę, o tyle ruchomość oddechowa (prawidłowo 16 x na minutę) może skutecznie zamazać obrazy małych nowotworów płuc lub wątroby (bo ruchomość oddechowa ścian klatki piersiowej i przepony powoduje ruchomość płuc i narządów jamy brzusznej, zwłaszcza przepony).
- różnic modeli aparatów lub różnego pozycjonowania chorego w czasie badania

• ułatwienie korekcji pochłaniania (p. rozdział o kontroli jakości).

Badanie jest jednoczasowe, ale nie równoczesne – tzn. najpierw wykonuje się badanie TK, później badanie SPECT, bez zmieniania pozycji ciała pacjenta. Zbliżona geometria obu badań umożliwia utworzenie map dla korekty pochłaniania oraz uzyskania fuzji obu obrazów.

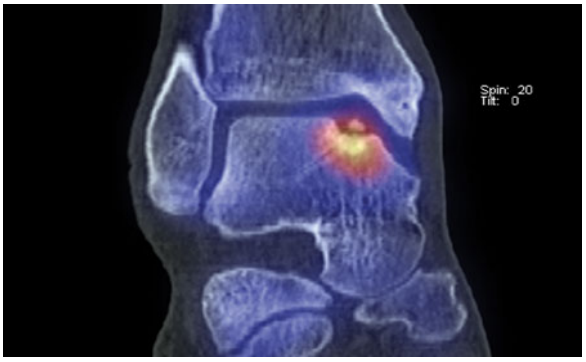
Istnieją dwie kategorie skanerów SPECT/TK z punktu widzenia na role TK:

• w modelu pierwszym składowa TK to niskoenergetyczna lampa rentgenowska z czterema pierścieniami detektorów; na przykład preferuje to firma GE (skaner Hawkeye®); obraz TK nie jest w pełni diagnostyczny, ale wystarczy do korekcji pochłaniania i korelacji obrazu z wynikami badania scyntygraficznego; po stronie plusów stoi niska dawka pochłonięta promieniowania jonizującego, poniżej 5 mGy.
• w modelu drugim (na przykład skaner Symbia®, Siemens) składowa TK jest w pełni diagnostyczna, można ją wykorzystywać to zwykłych badań radiologicznych, jeżeli taka jest potrzeba, cena jest czterokrotnie wyższa dawka pochłonięta, ok. 20 mGy. Można wykonywać skan TK ze zredukowanym obciążeniem radiacyjnym.

Gammakamera SPECT/TK przedstawiona na zdjęciu po lewej, po prawej fuzja radiologicznego obrazu kości i radioizotopowej lokalizacji zapalenia.

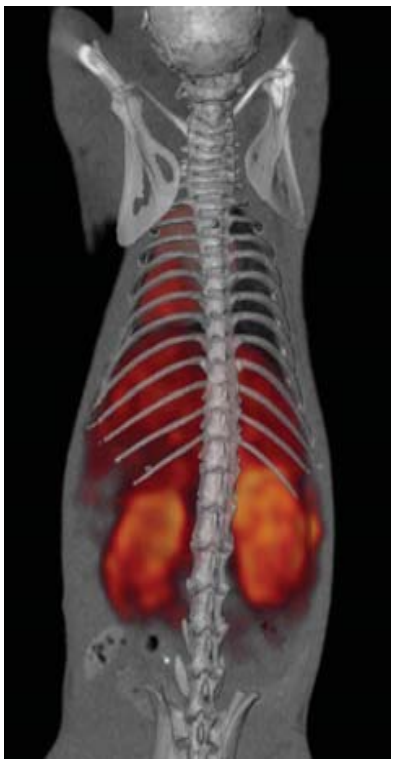


spcsk.pl



www.healio.com

SPECT/TK – fuzja obrazów (Siemensc, MicroCAT)

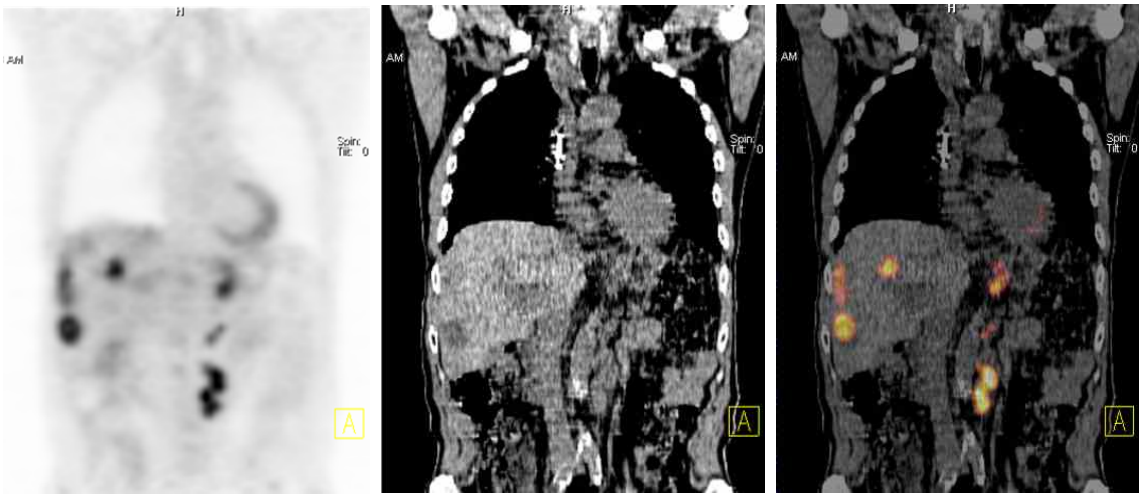




Gammakamery PET

Pozytonowa Tomografia Emisyjna (ang. *Positron Emission Tomography*, PET) jest techniką obrazowania, w której zamiast zewnętrznego źródła promieniowania rentgenowskiego lub radioaktywnego rejestruje się przeciwbieżne kwanty promieniowania o energii 511 keV powstające podczas anihilacji pary elektron-pozyton. Główne zastosowanie PET to onkologia, wskutek faktu, że większości zmian nowotworowych towarzyszy zwiększony metabolizm glukozy, który można wykazać obrazowo wstrzykując pacjentowi znakowaną fluorem-18 deoksyglukozę. Badaniom PET jest poświęcony osobny rozdział w niniejszym skrypcie.

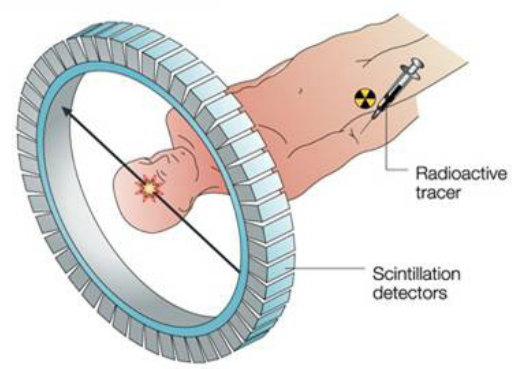
Nowsze gammakamery PET w 80% występują jako tzw. aparaty hybrydowe PET/TK, co umożliwia obejście najważniejszej wady technik medycyny nuklearnej tj. względnie niskiej zdolności rozdzielczej (*spatial resolution).* Fuzja obrazu PET i TK guzów wątroby w gammakamerze hybrydowej na zdjęciu poniżej.



Obraz gromadzenia fluorodeoksyglukozy w przerzutach do wątroby po lewej, badania TK w środku, fuzja obrazów po prawej.

Budowa gammakamery PET

Anihilacja pary elektron-pozyton emituje dwa przeciwbieżne kwanty promieniowania gamma o energii 511 kEv, które SA rejestrowane są przez dwa z tysięcy detektorów scyntylacyjnych umocowanych na pierścieniu, a w zasadzie wielu pierścieniach otaczających ciało pacjenta. Detektory scyntylacyjne oparte są na germanianie bizmutu – BGO – $Bi_4Ge_3O_{12}$ (starsze wersje); oksykrzemianie lutetu LSO – Lu_2SiO_5) lub oksyortokrzemianie lutetowo-itrowym ($LuYSiO_5$) - nowsze wersje. Schemat działania gammakamery PET na obrazie poniżej.



doktori.bme.hu

Starsze kamery PET wykonują wyłącznie badanie PET; nowsze (ok. 80% produkcji) to kamery hybrydowe - omówione powyżej urządzenia sprzężone z tomografem komputerowym (TK). Korzyść wypływająca z fuzji z badaniem TK jest dwojaka:

- korekta pochłaniania w obrazie PET
- obejście niskiej zdolności rozdzielczej badania PET.

Skaner PET składa się z bloków detektorów scyntylacyjnych, zwykle; na jeden scyntylator wchodzi 32 - 36 fotopowielaczy; umieszczonych na 15 – 30 pierścieniach, po 600 – 800 detektorów na pierścień; w sumie 9.000 – 24.000 detektorów, przedzielonych przegrodami z tungstenu. Można poszerzyć pole widzenia detektorów przez usunięcie przegród, za cenę pogorszenia stosunku sygnału do szumu. Drugim problemem jest wysoki udział promieniowania rozproszonego, zwłaszcza w dużych narządach. Dla korekcji osłabienia promieniowania stosuje się źródło promieniowania cezu-137 (662 kEv, $T^1/_2$ = 30 lat) jako źródło promieniowania transmisyjnego.

Akwizycję PET wykonuje się bez kolimatorów, a detektory pierścieniowe i jego podzespoły są nieruchome. Dlaczego? Bo kwanty promieniowania gamma są przeciwbieżne, pod kątem 180°.

Wykonanie badania PET

Zaczyna się od krótkiego skanu TK, sprawdzającego ułożenie pacjenta. Następnie wykonuje się badanie TK z trójwymiarową; dostosowując parametry akwizycji do wieku i wzrostu pacjenta. Samo badanie PET trawa około 10 – 20 min., wykonywane w kilku blokach (zwykle sześć lub siedem w zależności od wzrostu pacjenta), trwających po 3 min.

Dedykowana gammakamera PET na obrazie poniżej.



Gammakamera hybrydowa PET/TK na obrazie poniżej (GE).



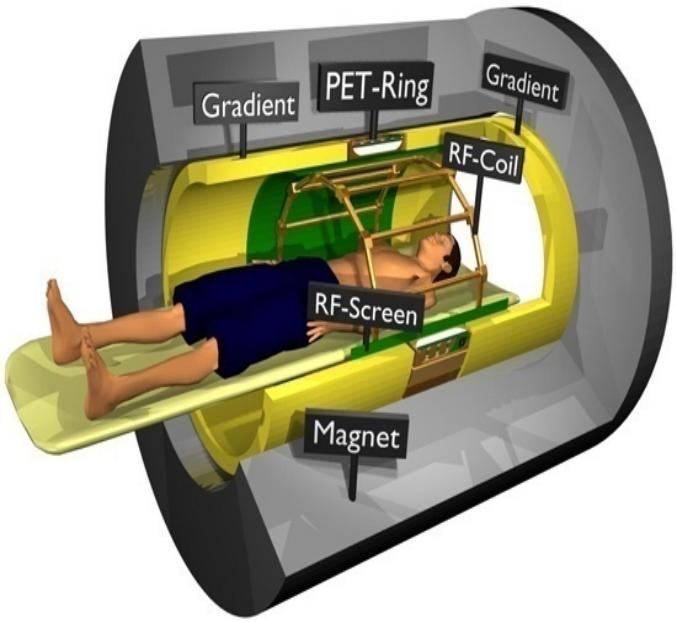
PET/MRI

Jest to połączenie w jednym aparacie skanera PET i skanera jądrowego rezonansu magnetycznego (MRI). Na dziś (2013) to mocno niedopracowana metoda, na świecie jest około tuzina takich aparatów na każdą z trzech firm tworzących światowy oligopol aparatury MN. Polska? W lutym 2013 utworzono konsorcjum w/s instalacji 1 – 3 skanerów PET/MRI w Polsce. Uwzględniając horrendalny koszt tej dość prototypowej aparatury (na dziś 24 mln zł) chyba trochę przedwcześnie. W listopadzie otwarto pierwszy skaner tego typu w RCO w Bydgoszczy.

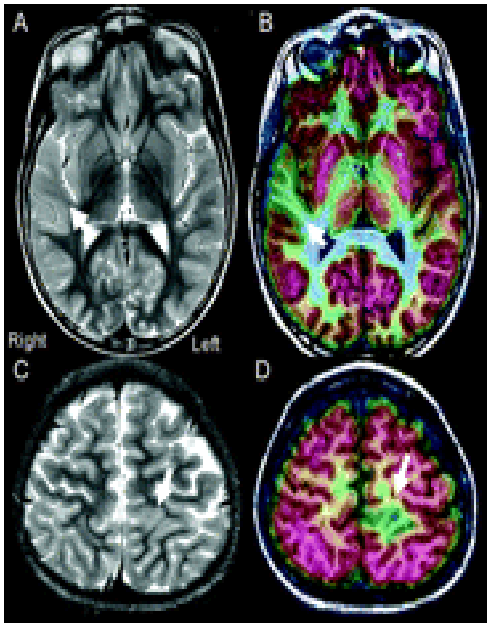
Kluczowym problemem technicznym skanera PET/MRI jest oddzielenie promieniowania PET i akwizycji MRI. Innymi słowy – kłopot z wyprodukowaniem detektorów promieniowania gamma (w module PET) niewrażliwych na działanie fal radiowych (z cewek modułu MRI). Jak to przeskoczyć? Przez zamianę detektorów opartych na fotopowielaczach na detektory oparte na fotodiodach – są one niewrażliwe na pole magnetyczne.

Czy warta jest skórka za wyprawkę? Przy bardzo wysokich kosztach – na dzisiaj nie. Jutro – być może przyszłość, w końcu badanie MRI dostarcza więcej danych niż TK, na dodatek bez obciążenia promieniowaniem jonizującym, co jest istotne zwłaszcza u dzieci i osób często diagnozowanych. Pozytywem jest znaczące obniżenie dawki promieniowania jonizującego w porównaniu z PET/TK, nieco lepsza jest zdolność rozdzielcza, zwłaszcza dla tkanek miękkich.

Schemat skanera PET/MRI i przykład hybrydowego obrazu na zdjęciach poniżej.



www.hybrid-pet-mr.eu



www.neurology.org

Czasem skanery systemu PET/MRI sa rozdzielone, obraz poniżej www.flickr.com



Gammakamery do celów specjalnych

Gammakamery do celów specjalnych to małe urządzenia do obrazowania małych narządów, np. tarczycy lub zwierząt. Cel istnienia? Są bez porównania tańsze od urządzeń o dużym polu widzenia (LFOV). Jeżeli dany zakład robi dużo scyntygrafii tarczycy, bo taka jego specyfika, SA tańsze i przydatne.

Mała gammakamera z głowicą na pantografie do badania węzłów chłonnych/tarczycy na zdjęciu poniżej.





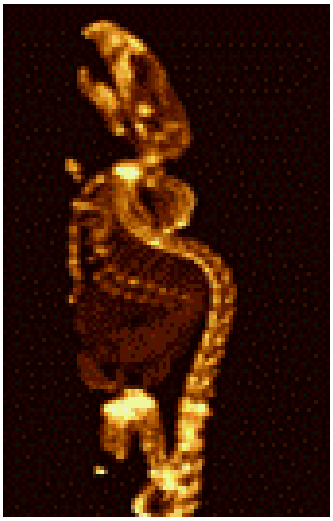
Interludium: medycyna nuklearna w zastosowaniu do zwierząt

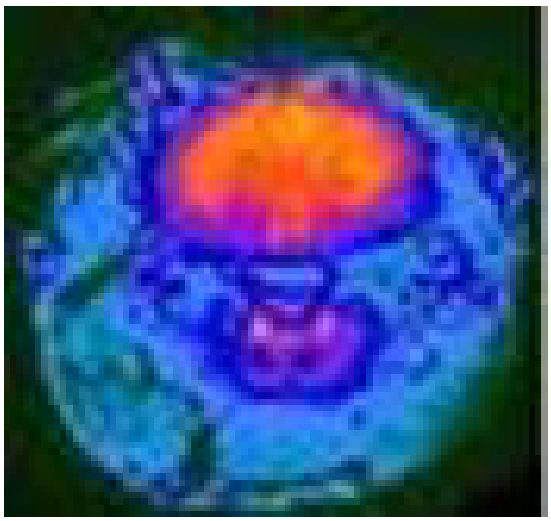
Występuje w dwóch sytuacjach:

- medycyny nuklearnej doświadczalnej, gdzie modelem doświadczalnym są myszy, szczury, króliki, koty, psy, a nawet świnie
- weterynaryjnej medycyny nuklearnej, gdzie nasz zwierzęcy ulubieniec jest pacjentem, w końcu zwierzęta chorują tak jak ludzie, może inne jest rozłożenie akcentów.

Medycyna nuklearna doświadczalna

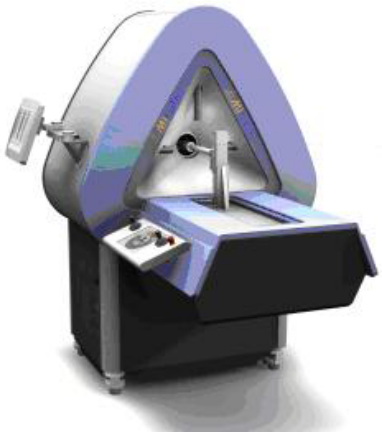
Autoradiografię omówiliśmy w poprzedniej części skryptu, ale badania na zwierzętach z użyciem radioizotopów i specjalnie zaprojektowanych gamma-kamer prowadzi znaczna część instytutów eksperymentalnych. Obrazy scyntygraficzne kości myszy i mózgu szczura wykonane za pomocą aparatu mikro-SPECT z Laboratory for Experimental Nuclear Medicine Szkoły Medycznej Uniwersytetu Harwarda poniżej. Ku wiedzy autora, w Polsce tego się nie robi. Jest w Polsce przynajmniej setka rejestrowanych laboratoriów badawczych wykorzystujących radioizotopy w medycynie doświadczalnej, ale nawet Pracownia Doświadczalna Instytutu im. M. Mossakowskiego PAN posługuje się raczej autoradiografią i badaniem próbek tkankowych. Obrazy mikro-PET szkieletu myszy i mózgu szczura poniżej.



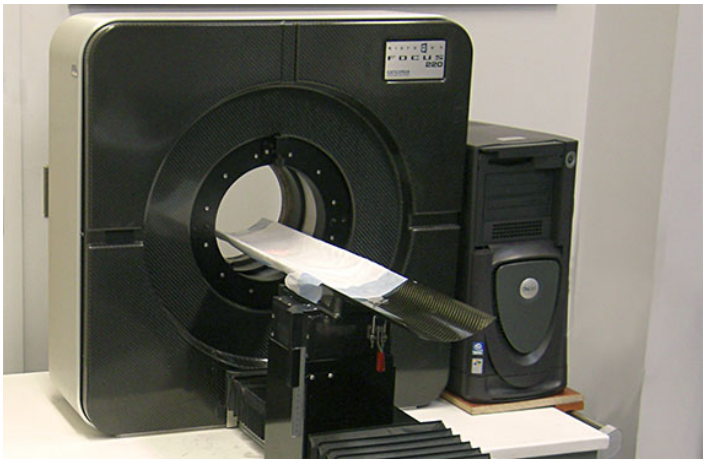


Aparaty mikro-SPECT i mikro-PET zbudowane są według identycznych zasad fizycznych i technicznych, jak te z klinicznej medycyny nuklearnej. Istnieje oczywiście kilka różnic; oczywiście rozmiar samego aparatu i średnica otworu – SA bez porównania mniejsze. Umożliwia to rotację detektorów znacznie bliżej ciała zwierzęcia, co daje znacznie lepszą zdolność rozdzielcza w porównaniu z aparatami klinicznymi, wynoszącą ok. 1 mm lub nawet poniżej dla SPECT i poniże 2 mm dla PET. Barierą mikro-PET jest oczywiście koszt, ok. 1 mln $ za urządzenie + 0.7 mln $ za cyklotron, ale ich niezwykle wysoka przydatność badaniach przedklinicznych, zwłaszcza w badaniach leków powoduje np. fakt, że na wszystkich 12 skanerów PET w Szwecji połowa to skanery doświadczalne.

Aparat mikro-SPECT z Uniwersytetu w Maastricht (Holandia) poniżej po stronie lewej, aparat mikro-PET z Uniwersytetu Cornell (USA) po prawej.



www.azm.nl



www.weill.cornell.edu

Medycyna nuklearna weterynaryjna

To skądinąd ciekawy wycinek medycyny nuklearnej. Sprawa całkiem usługowa, regularnie płatna, skądinąd nawet w Polsce radiologia weterynaryjna jest regularną specjalnością medycyny weterynaryjnej z pracowniami lub zakładami we wszystkich polskich uczelniach weterynaryjnych. Medycyna nuklearna – jeszcze nie., ale jest dość dobrze rozwinięta w trzech kręgach geograficznych: USA (psy i koty), Wielkiej Brytanii i naftowych krajach arabskich (dokładniejsze omówienie wpierwszym tomie skryptu). Zwierzęta małe i średnie bada się wykorzystując konwencjonalne gammakamery, po lewej obraz dużego doga pod gammakamera

DIACAM (Siemens), dla badania koni wykorzystuje się specjalnie przekonstruowane gammakamery kliniczne na rozległych stojakach *(gantry),* obraz po prawej.



www.vetspecialty.com



vetmed.tamu.edu

Utrwalanie obrazu w medycynie nuklearnej

W odróżnieniu od konwencjonalnej rentgenodiagnostyki w medycynie nuklearnej klisz fotograficznych używa się wyjątkowo rzadko, z kilku względów:

- w odróżnieniu od np. konwencjonalnych zdjęć kostnych lub płucnych badania radioizotopowe są całkowicie digitalizowane, czyli ucyfrowione; to ich zaleta; obraz ucyfrowiony można poddać obróbce, wzmocnić, osłabić, odjąć tło, usunąć artefakty, poddać analizie półilościowej lub ilościowej, w badaniach dynamicznych ocenić zmiany koncentracji znacznika w czasie
- dość znaczną rolę w badaniach radioizotopowych odgrywa kolor; używanie klisz kolorowych generowałoby koszty, ponadto w badaniach radioizotopowych używa się wielu skal barwnych, głównie tzw. skali rozgrzanego metalu , ale również wielu bardzo niekonwencjonalnych.

Addendum: wymagania instalacyjne i budowlane

Klimatyzacja i wentylacja: gammakamery i komputery wytwarzają duże ilości ciepła, przy ryzyku pęknięcia kryształu utrzymanie stałej temperatury ma zasadnicze znaczenie. Wentylacja pracowni ‘gorącej’ powinna być wyprowadzona nad kalenicę budynku i budynków sąsiednich (może zawierać domieszką par radioizotopów). Kurz i dym jest bardzo szkodliwy dla systemów komputerowych, z tego względu konsole

nie powinny być umieszczone bezpośrednio przy ścianach. Idealnie sprzęt powinien być umieszczony w parterowych, niepodpiwniczonych budynkach z dwóch względów:

- sprzęt (gammakamery i dyspensery dawek potrafią ważyć po kilka ton); jeżeli umieszczone na piętrze, wzmacnianie stropów to kosztowna inwestycja
- Podłogi musza być wykonane z materiałów nienasiąkliwych, wyoblonych przy ścianach i zachodzących na nie kilka centymetrów; ale – w razie rozlania dużej ilości izotopu, dobrze by było, żeby nikogo nie było piętro niżej.

Piśmiennictwo

1. L.Królicki. Medycyna nuklearna. Warszawa 1996, rozdział 1. A.Teresińska. Fizyczne podstawy medycyny nuklearnej.
2. B.Birkenfeld, M.Listewnik (red.) Medycyna nuklearna. Wydawnictwo PUM, 2011
3. F.A.Mettler, M.J.Guiberteau. Essentials of nuclear medicine. 5th edition. Saunders, Philadelphia, 2006.
4. Delbeke D, Israel O. Hybrfid PET/CT and SPECT/CT imaging. Springer , Heidelberg, 2010.

Rozdział 2. Kontrola jakości sprzętu w medycynie nuklearnej

Piotr Lass, Karolina Sudyk, Grzegorz Romanowicz

Wstęp

Kontrola jakości aparatury i procedur jest jednym z trzech filarów sylwetki zawodowej fizyka medycznego, oprócz dozymetrii oraz planowania radioterapii. W dużym zakładzie diagnostyki obrazowej powinien być zatrudniony fizyk na pełnym etacie, w mniejszym – na jego części. Jak zobaczycie poniżej, to naprawdę dużo pracy.

Kontrola jakości aparatury medycyny nuklearnej zmierza do maksymalizacji jakości obrazów i optymalizacji ich wartości diagnostycznej. Efekt musi być osiągnięty jednocześnie przy minimalizacji aktywności podanego radiofarmaceutyku. Testy eksploatacyjne kontroli jakości wykonuje technik elektroradiologii lub fizyk, testy specjalistyczne – laboratoria pomiarowe posiadające akredytację na zgodność

z normą PN-EN ISO 17025 lub fizyk medyczny posiadający upoważnienie Krajowego Centrum Ochrony Radiologicznej. Do obowiązków fizyka ponadto należy nadzór nad aparatami oraz prowadzenie dokumentacji.

Na gruncie prawnym reguluje to Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 r. w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej (Dziennik Ustaw RP 2013, poz. 1015), istnieją ponadto zalecenia NEMA *(National Electrical Manufacturers Association, USA),* IEC (*International Electronical Commission*) (PN–EN 61675-(1...3), PN-EN 60789, IEC-TR 61948-(1..4)) , Międzynarodowej Agencji Energii Atomowej (*IAEA*) oraz Europejskiej Asocjacji Medycyny Nuklearnej (EANM).

Kontroli jakości podlega całość sprzętu na składzie Zakładu, czyli:

- oczywiście same gammakamery pod kątem bezpieczeństwa badania i jakości otrzymanych wyników; jeżeli w skład aparatu wchodzi również skaner TK kontrola jakości powinna obejmować również aspekt radiologiczny; ale to nie wszystko:
- kontroli jakości musi podlegać również aparatura pomiarowa: kalibratory dawek, bo w końcu musimy wiedzieć, ile radioizotopu podajemy pacjentowi, sondy śródoperacyjne, sondy do badania jodochwytności tarczycy oraz:
- aparatura ochrony radiologicznej i dozymetrii, zwłaszcza liczniki powierzchniowe, również
- same źródła używane do badań kalibracyjnych.

Jest tego dość dużo. Zacznijmy od przypomnienia podstawowych parametrów jakości obrazu.

Najważniejsze parametry jakości obrazu to:

- kontrast, czyli wyróżnianie się obrazu z tła
- zdolność rozdzielcza przestrzenna lub rozmycie obrazu, w sensie obrazowania medycznego zdolność uwidocznienia małego ogniska chorobowego np. nowotworu lub zdolność rozróżnienia dwóch struktur położonych blisko siebie

- zdolność rozdzielcza energetyczna czyli możliwość rozróżniania energii promieniowania np. w celu dyskryminacji promieniowania rozproszonego lub z innego źródła
- jednorodność obrazu
- poziom szumu w obrazie,.

Inne parametry pracy głowicy gamma kamery to:

- Szybkość zliczania (*count-rate capability*) detektora to zdolność do zarejestrowania przez detektor kwantów gamma promieniowania, jest określana jako różnica pomiędzy zmierzoną liczbą zliczeń i teoretyczną liczbą zliczeń jaką układ powinien zarejestrować. Szybkość zliczania zależna jest głównie od istnienia parametru czasu martwego.
- Czas martwy (*DT – Dead Time*) jest miernikiem niekorzystnego zjawiska tzw. gubienia impulsów, które jest skutkiem inercji poszczególnych elementów aparatury, przed wszystkim kryształu i elektroniki. Czas martwy jest dość trudny do wyliczenia, najpowszechniejszą metodą jest metoda dwóch źródeł określająca czas martwy przez porównanie wyników pomiaru ilości zliczeń z każdego źródła oddzielnie z pomiarem jednoczesnym obydwu źródeł (tj. większej aktywności). W gammakamerach wielkość czasu martwego jest rzędu mikrosekund.

  Wpływ wydłużonego czasu martwego negatywnie zaznacza się w badaniach dynamicznych, z tempem zliczeń 50.000/sekundę, pogarszając ich jakość w pierwszej fazie badania, na przykład w badaniu pierwszego przejścia (*first-pass)* serca.
- Czułość aparatu scyntygraficznego (*detector sensitivity*) to zarejestrowana w jednostce czasu – najczęściej 1 minuty - liczba impulsów pochodzących od 1 MBq aktywności radioizotopu. Badanie czułości wykonuje się użyciem punktowego lub płaskiego źródła aktywności. Czułość ma istotne znaczenie jako parametr porównawczy różnych gammakamer, jest silnie zależna od rodzaju kolimatora, dla kolimatorów wysokiej rozdzielczości (HR – *High Resolution*) jest dwukrotnie niższa, niż kolimatorów ogólnego stosowania (AP – *All Purpose*). Wyróżniamy czułość wewnętrzną: zarejestrowana na krysztale bez kolimatora i czułość zewnętrzną – głowicy z założonym kolimatorem.

Kontrast

Najważniejszym parametrem jakości obrazu jest kontrast – parametr opisujący stężenie radioznacznika w badanym narządzie w porównaniu z tkankami otaczającymi. Ilościowo, kontrast definiujemy jako:

$$\text{kontrast} = \frac{\text{ilość znacznika w ognisku patologicznym} - \text{ilość w tkance normalnej}}{\text{ilość w tkance normalnej}}$$

Im większy, tym lepiej. Na przykład w dobrym jakościowo badaniu mózgu powinien przekraczać 20.

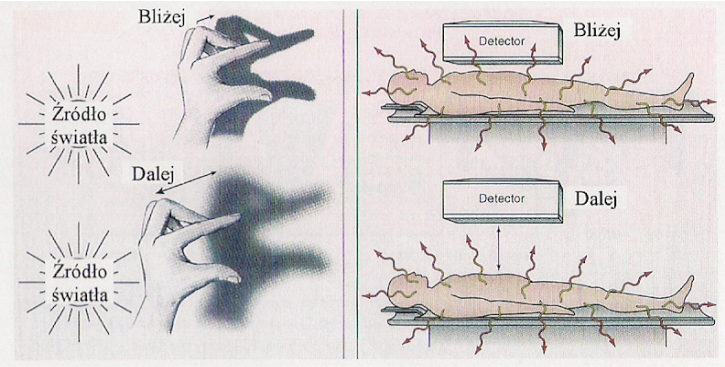
Czy jest możliwy kontrast ujemny? Jest. W np. badaniu guzów wątroby znacznik nie gromadzi się w guzie, kontrast ma wartość ujemną, widzimy tzw. ognisko ‘zimne’. Ale to rzadko. Zdecydowanie wartościowsze w interpretacji są ogniska wysokiego gromadzenia radioizotopu (ogniska ‘gorące’)

Na dobry – lub zły - kontrast obrazu ma wpływ masa czynników: energetyczna rozdzielczość systemu (p. poniżej), udział promieniowania rozproszonego, okno energetyczne, a dokładnie jego niewłaściwe ustawienie, kłopoty z fotopowielaczami i właściwie cała reszta zagadnień podanych poniżej.

Rozdzielczość

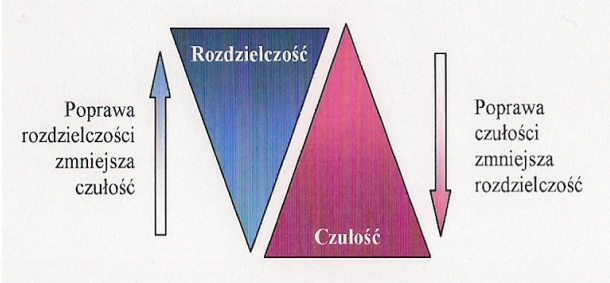
Drugim ważnym parametrem – decydującym o ostrości obrazu jest rozdzielczość, zależna od zdolności kryształu gammakamery do obrazowania badanego narządu.

Rozdzielczość przestrzenna oznacza zdolność oddzielenia obrazów dwóch ognisk patologicznych, a w sensie fizycznym obrazów dwóch źródeł punktowych promieniowania jonizującego położonych obok siebie. Jej miarą jest minimalna odległość pomiędzy dwoma obiektami, które widziane są jako dwa obiekty (tj. przy odległości mniejszej niż zdolność rozdzielacza widzimy dwa obiekty jako jeden). Wpływ na nią ma np. nieprawidłowe działanie głowicy (uszkodzenie kryształu scyntylacyjnego, niewyrównane wzmocnienie fotopowielaczy) ale także zbyt duża liczba zliczeń (nadmierna aktywność skumulowana w źródle). Rozdzielczość spada wraz z odległością, co oznacza, że przy umieszczonych blisko pacjenta kolimatorach otrzymany obraz jest ostrzejszy, a przy oddalonych kolimatorach obraz jest rozmyty.



Rozdzielczość wyrażana jest w milimetrach (im mniejsza wartość, tym lepsza rozdzielczość).

W kontekście rozdzielczości należy również omówić jeden z parametrów detektora jakim jest jego czułość. Jednostką czułości jest liczba zliczeń zebranych w ciągu minuty pochodząca z aktywności jednego megabekerela źródła (cpm/MBq), a im wyższa liczba zliczeń tym lepsza czułość. Niestety zasadą jest, że im czułość detektora jest większa tym mniejszą obserwuje się rozdzielczość przestrzenną obrazu. Philips



Wyjściem z tej sytuacji jest dobór odpowiednich parametrów kolimatorów (szerokość otworu oraz grubość kolimatora) oraz czasu trwania badania.

Rozdzielczość przestrzenna – składowe

Rozdzielczość zależy od tzw. wewnętrznej zdolności rozdzielczej kryształu scyntylacyjnego (*Intrinsic resolution* - R_i) oraz od zdolności rozdzielczej kolimatora (*Collimator resolution* - R_c).

Wewnętrzna rozdzielczość kryształu to jego zdolność do lokalizacji miejsca interakcji kwantu gamma z kryształem; zależy od jego grubości – im grubszy kryształ tym wyższa czułość i gorsza rozdzielczość; i na odwrót.

Rozdzielczość kolimatora to jego zdolność do ułatwienia lokalizacji źródła kwantów gamma.

Zewnętrzna zdolność rozdzielcza (*Extrinsic resolution*) to całkowita rozdzielczość łącząca zdolność wewnętrzna i kolimatorową. Jej miarą, jest suma kwadratów obu składowych.

Dla uzyskania optymalnej dla danego układu rozdzielczości przestrzennej wymagana jest eliminacja tzw. promieniowania rozproszonego, wywołanego zjawiskiem Comptona przez właściwe ustawienie okna energetycznego (*energy window*) i kalibrację fotoszczytu *(photopeak)* (co zostanie opisane w następnych podrozdziałach).

Rozdzielczość energetyczna to zdolność do rozróżniania kwantów gamma o różnej energii w szczególności kwantów pierwotnych i pochodzących z rozproszenia. Jej miarą jest szerokość fotoszczytu w połowie jego wysokości (*FWHM – Full Width at Half Maximum*). Powody jej defektów są najczęściej związane z nieprawidłową pracą fotopowielaczy.

Należy pamiętać, że gammakamera jest narzędziem technologicznie dość przestarzałym i niedoskonałym, w swoich założeniach fizycznych praktycznie nie zmienionym od 1956 roku, co stanowi światowo smutny rekord technologiczny. Obraz gammakamerowy punktowego źródła promieniowania jest ze względu na ograniczenia konstrukcyjne rozmytą plamką; połówkowy przekrój dzwonowej krzywej rejestracji (krzywej gamma) takiego źródła jest bardzo ważnym parametrem jakości gammakamery.

Procedury kontroli jakości w medycynie nuklearnej

Ich dokładna lista przedstawiona jest w dalszym ciągu rozdziału, najważniejsze to:

1.Codzienna kontrola jakości gammakamery składająca się z testów jednorodności, kalibracji energetycznej (regulacja wzmocnienia fotopowielaczy), pomiaru tła, testu pozycji piku energetycznego, wizualnej oceny kolimatora oraz testu ustawień parametrów gantry;

2. Kontrola jednorodności i czułości obszaru odwzorowywania detektora z zastosowaniem ilościowej analizy obrazu.

3. Kontrola przestrzennej liniowości i wewnętrznej rozdzielczości detektora z wykorzystaniem tzw. fantomu sztabkowego („*bar phantom*”).

4. Test precyzji środka obrotu dla kamer z głowicami ustawionymi równolegle i pod kątem 90° (COR – *Centrum Of Rotation*).

5. Test całościowego działania systemu z wykorzystaniem tzw. „fantomu Jaszczaka”.

Kontrola jakości w medycynie nuklearnej – zagadnienia szczegółowe

Rodzaj i częstotliwość wykonywania testów jakości w radiologii, radioterapii i medycynie nuklearnej określa załącznik nr 6 Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej (Dz.U. 2013, poz. 1015), część z nich jest doprecyzowana zaleceniami Polskiego Towarzystwa Medycyny Nuklearnej.

Zgodnie z powyższym Rozporządzeniem Kontrolę jakości definiuje się jako zespół działań wchodzących w skład systemu zarządzania jakością, polegających na kontroli planowania, koordynacji i realizacji, mających na celu utrzymanie lub poprawę jakości funkcjonowania urządzeń radiologicznych oraz medycznych procedur radiologicznych; do kontroli jakości należy w szczególności ocena i utrzymanie wymaganych wartości dla wszystkich parametrów eksploatacyjnych urządzeń radiologicznych.

Testy kontroli jakości

Zgodnie z w/w Rozporządzeniem testy, jakie powinny być wykonywane dla aparatów diagnostycznych można podzielić na testy akceptacyjne (odbiorcze) oraz testy eksploatacyjne. Do tych drugich z kolei zalicza się testy podstawowe oraz testy specjalistyczne. Oprócz oczywistej różnicy między tymi testami jaką jest ich zakres, różnią się one również częstotliwością wykonywania oraz wykonującymi je osobami.

Testy akceptacyjne to testy wykonywane dla nowo instalowanych w danym miejscu urządzeń lub po istotnych naprawach tych urządzeń. Testy akceptacyjne powinny sprawdzić:

- kompletność i jednoznaczność oznaczeń na elementach urządzenia
- kompletność dokumentacji i specyfikacji technicznej
- mechaniczną i fizyczną ocenę działania urządzenia
- wyznaczenie wartości odniesienia dla parametrów kontroli jakości jako układu odniesienia w przyszłej eksploatacji urządzenia.

Takie testy uprawniony jest wykonywać przedstawiciel producenta lub użytkownika np. wynajęta zewnętrzna firma. Testy podstawowe z kolei wykonywane są z różną częstotliwością opisaną w Rozporządzeniu, a wykonawcami tych testów mogą być tylko pracownicy jednostki ochrony zdrowia, którzy są upoważnieni do obsługi testowanych urządzeń. Testy specjalistyczne wykonywane są co najmniej raz

na 12 miesięcy. Testy te mogą być wykonywane przez podmioty posiadające akredytację w rozumieniu ustawy o systemie oceny zgodności oraz fizyków medycznych posiadających certyfikat Krajowego Centrum Ochrony Radiologicznej w Ochronie Zdrowia.

Testy podstawowe

Rozporządzenie Ministra Zdrowia dzieli je na trzy grupy:

- dla mierników aktywności bezwzględnej izotopu
- dla gammakamer planarnych
- dla gammakamer rotacyjnych (SPECT)

Mierniki aktywności izotopu (kalibratory dawek) powinny być testowane codziennie lub nie rzadziej niż wskazania producenta. Sprawdzana jest:

- wartość tła – nie powinna przekraczać dwóch odchyleń standardowych wyznaczonych w teście akceptacyjnym. Test wykonywany codziennie
- precyzja pomiarów – dopuszczalne odchylenie to 5%. Test wykonywany codziennie
- dokładność pomiarów – błąd systematyczny nie powinien przekraczać 10%. Test wykonywany codziennie
- liniowość pomiarów – test wykonywany kwartalnie. Liniowość powinna być zachowana w granicach błędu pomiarowego

Testy podstawowe - gammakamery

Codziennie powinno się wykonywać testy: tła, sprawdzenie energetycznych warunków pracy oraz jednorodności.

Pomiar tła

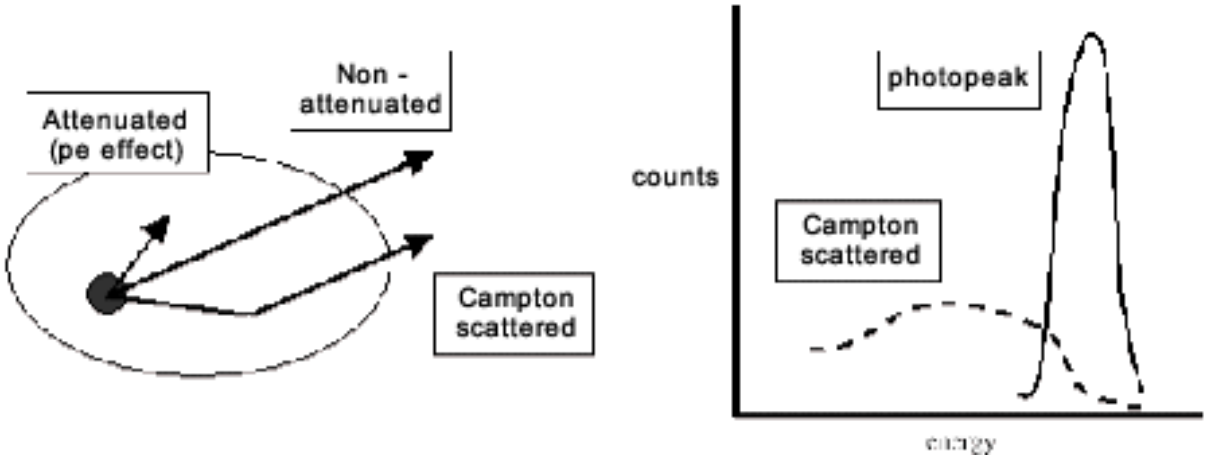
Przypomnijmy, że aparaty funkcjonują w naturalnym tle kosmicznym, ziemi i ścian budynku i to jest względnie stabilne; ale – przy odrobinie pecha za ścianą pomieszczenia aparatu może siedzieć w poczekalni rządek pacjentów po podaniu radioizotopu, radioaktywnych, że ho!, ho!; dalej – ważnym źródłem tła radioaktywnego może być toaleta pacjentów, jak kilkunastu chorych seryjnie z niej skorzysta, jej tło może być bardzo wysokie. Dalej, mówiąc o tle – może być skażony detektor. Rzadko się zdarza, ale się zdarza.

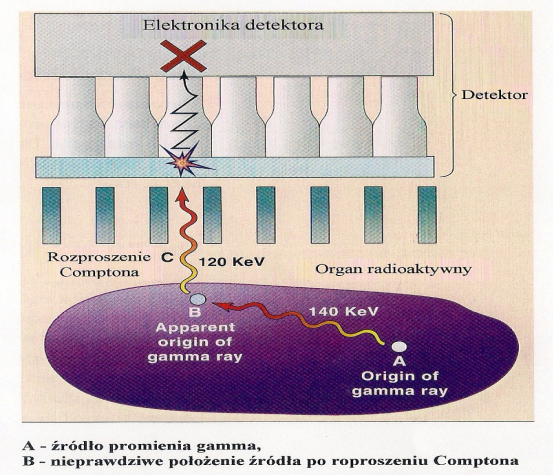
Pomiar tła promieniowania polega zatem na codziennej obserwacji liczby i rozkładu zliczeń promieniowania tła. Wartość wyniku obserwacji nie powinna przekraczać dwóch odchyleń standardowych, a rozmieszczenie zliczeń powinno być równomierne.

Sprawdzenie energetycznych warunków pracy

Okno energetyczne definiuje energię kwantów promieniowania, które mają być zliczane, czyli tworzyć obraz. Okno energetyczne podaje się w procentach w stosunku do fotoszczytu (np. +/- 10%). Celem nałożenia okna energetycznego jest eliminacja tych kwantów, które nie pochodzą bezpośrednio od źródła promieniowania ale z odbicia i rozproszenia lub z innych źródeł promieniowania (np. tła). Aby ustawić okno należy najpierw sprawdzić, czy system (głowica) prawidłowo rozpoznaje kwanty bezpośrednio emitowane przez źródło. Ich energia rozpoznawana przez system w fotoszczycie musi wynosić tyle ile wynosi faktyczna energia promieniowania emitowanego przez dany izotop promieniotwórczy. Jeżeli wartość fotoszczytu podawana przez system jest różna od faktycznej (znanej) energii promieniowania danego izotopu należy system wykalibrować tak aby wykazywał prawidłową wartość Kalibrację wykonuje się rejestrując promieniowanie ze źródła punktowego. W efekcie rejestracji powstaje krzywa spektrum energii promieniowania. Większość gammakamer posiada możliwość automatycznego ustawiania fotoszczytu z centrum maksymalnej energii na jego połówce lub można to zrobić również manualnie, przesuwając fotoszczyt na jego zewnętrzna połówkę, z całkowitą eliminacją rozpraszania.

Powstawanie rozproszenia komptonowskiego i jego wpływ na krzywą zliczeń na ilustracji poniżej.



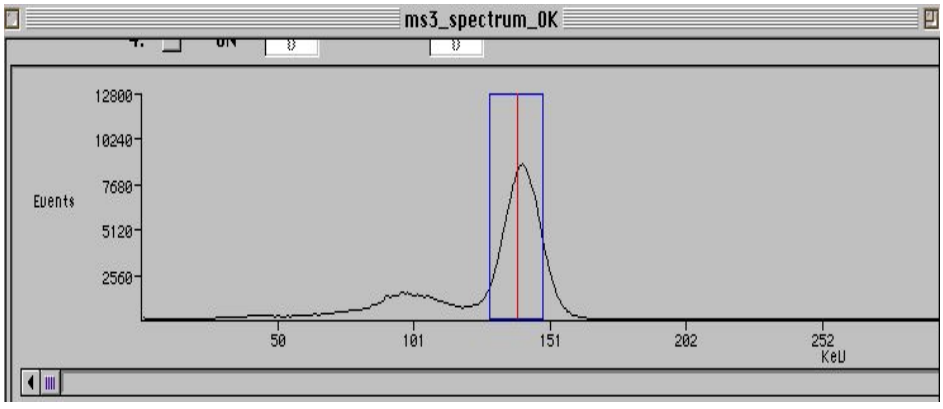


Philips

Sprawdzenie ***energetycznych warunków pracy*** przeprowadza się po zdjęciu kolimatorów, za pomocą źródła punktowego (obraz poniżej) umieszczonego pomiędzy detektorami.



Źródło punktowe wypełnione jest zwyczajowo Tc-99m o aktywności równej zaleceniom producenta danego aparatu lub 20-30 μGy Tc-99m umieszczonego w odległości 1-1,5 m od detektora. Dopuszczalne jest odchylanie fotoszczytu do 10%.



Jednorodność obrazu

Obraz jednorodnego (równomiernego) naświetlenia detektora gammakamery ma być jednorodny. Ale – praktycznie wszystkie gammakamery wykazują niejednorodność obrazu, w granicach do kilku procent. W wyniku tego obraz jest plamisty. Może to wynikać także z defektów kryształu lub kolimatora, z reguły jednak wynika z kłopotów z elektroniką, przede wszystkim nierównomiernej pracy fotopowielaczy, nierówno się starzejących w ciągu – standardowo - 10 – 15 lat pracy gammakamery. Ujemny wpływ na jednorodność obrazu ma również niewłaściwe ustawienia okna energetycznego, odklejenie się światłowodu od kryształu, niedopasowanie wzmocnienia fotopowielaczy, zbyt duża szybkość zliczeń (zbyt duże źródło kalibracyjne).

Odrębnym zagadnieniem jest jednorodność tomograficzna, czyli jednorodność obrazu warstwy cięcia tomograficznego. Zależy ona od położenia punktu względem osi obrotu, kształtu orbity obrotu głowicy gammakamery, oraz filtrów rekonstrukcji obrazu.

Można to zestroić, wykonując testy:

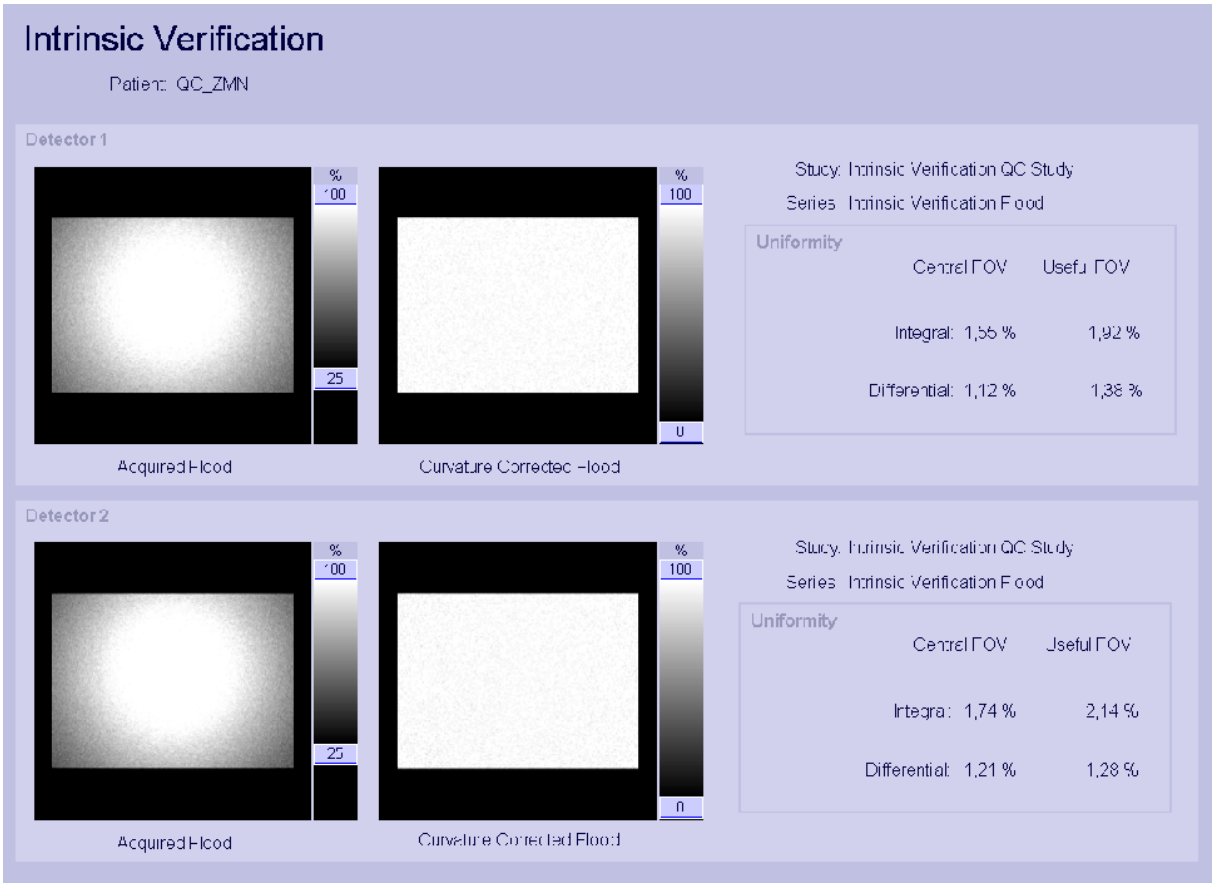
- wewnętrznej jednorodności detektora: dla detektora bez kolimatora – służy do oceny ewent. złego funkcjonowania kryształu scyntylacyjnego i zestawu fotopowielaczy,
- zewnętrznej jednorodności detektora: dla detektora z kolimatorem – służy do wykrywania uszkodzeń kolimatora.

Przy okazji nie należy zapominać o wizualnej ocenie kolimatora, czyli sprawdzeniu czy na jego powierzchni nie ma śladów uszkodzeń mechanicznych. Należy pamiętać, że kolimatory wykonywane są z ołowiu który jest bardzo plastyczny i podatny na uszkodzenia mechaniczne.

Wewnętrzna jednorodność detektora

Jej badanie wykonuje się na głowicy ze zdjętym kolimatorem, umieszczając pod głowicą punktowe źródło promieniowania gamma, najczęściej technet-99m, w osłoniętej ołowiem szklanej fiolce o aktywności 18.5 MBq (0.5 mCi), umieszczony pod detektorem w odległości pięciu jego przekątnych lub o aktywności źródła i odległości detektorów od źródła równej zaleceniom producenta aparatu (układ pomiarowy analogiczny do układu przy teście warunków energetycznych). Rejestracja trwa od kilku do kilkunastu min., obejmując od 5 – 30 milionów zliczeń).

W praktyce test ten wykonuje się przy ustawieniach układu pomiarowego i aparatu jak w przypadku testu sprawdzenia warunków energetycznych pracy. W odniesieniu do tolerancji jednorodności: obraz ma być równomierny, porównywalny z tym z testu akceptacyjnego oraz dodatkowo ma się zawierać w tolerancji podanej przez producenta aparatu. Test ten powinno się wykonywać codziennie.



Zewnętrzna jednorodność detektora

Dla oceny jednorodności zewnętrznej na kolimatorze umieszcza się źródło płaskie kobaltu-57 o aktywności 185 – 555 MBq (5 – 15 mCi). Rejestruje się 5 – 15 milionów zliczeń. Te testy wykonuje się zgodnie z zaleceniami producenta (z uwzględnieniem NEMA).

Źródło płaskie: stałe i płynne

Stałe źródło kobaltowe zawiera kobalt-57 ($T^1/_2$ = 271 dni; promieniowanie gamma o energii 122 kEv, bliskie do energii promieniowania technetu) w formie okrągłej lub prostokątnej płyty o wymiarze wystarczającym do pokrycia powierzchni detektora. Kobalt jest jednolicie rozprowadzony w żywicy epoksydowej

(dopuszczalne odchylenie jednolitości do 1%) i osłonięty z zewnątrz plastykiem. Przy kalibrowaniu dla urządzeń scyntygrafii jodowej można użyć źródła baru-133, ze szczytem energii promieniowania 353 keV zbliżonym do jodu-131 (364 keV). Obraz źródeł płaskich poniżej.



m.biodex.com



www.el-se.com

Można użyć również roztworu technetu-99^m w pojemniku podobnym do akwarium, wykonanym ze szkła akrylowego (*Lucite, Plexiglas*). Zaleta tego typu fantomu jest idealne dopasowanie energii do najczęściej stosowanego radioizotopu, którym jest technet-99^m oraz bez porównania niższa cena. Kłopot w tym, że półrozpad technetu to 6 godzin, za każdym razem trzeba przygotować nowy roztwór, poza tym roztwór technetu trzeba mieszać dla usunięcia pęcherzyków powietrza oraz dla uzyskania równomierności rozkładu (stężenia) radioizotopu. Istnieje także możliwości radio-zanieczyszczenia, jeżeli płyn wycieknie.

Obrazy jakie uzyskuje się podczas testów jednorodności powinny wyglądać jak poniżej:



W odniesieniu do gammakamer rotacyjnych (SPECT) dodatkowo wykonuje się miesięcznie ***test jednorodności detektora dla dużej liczby zliczeń*** (ok. 200 mln zliczeń): odchylenie nie powinno przekroczyć 4%, ***test precyzji środka obrotu*** (centrum rotacji) w którym wahanie korekt położenia środka obrotu nie powinno przekraczać 0,5 piksela oraz ***rozdzielczość tomograficzną***, wynik pomiaru nie powinien się różnić więcej niż 2 mm od wyniku dla badania planarnego.

Systemy SPECT są elektronicznie i mechanicznie znacznie bardziej skomplikowane w porównaniu z gammakamerami planarnymi, stad ryzyko powstania artefaktów jest bez porównania większe, a ich skutki groźniejsze. O ile niewielkie odchylenia pracy systemu mogą akceptowalne w rutynowym obrazowaniu planarnym, o tyle znacznie mniejsze błędy w obrazowaniu SPECT mogą powodować niediagnostyczność badania SPECT powodując wyniki mylące. O ile niewielkie niejednorodności akwizycji – rzędu 5% są dopuszczalne w badaniu planarnym, o tyle w badaniu SPECT mogą powodować powstawanie fałszywie dodatnich pół chłodnych w 35% badań. Z tego względu testy jednorodności zewnętrznej dla dużej liczby zliczeń (100 – 200 mln) należy wykonywać co najmniej miesięcznie.

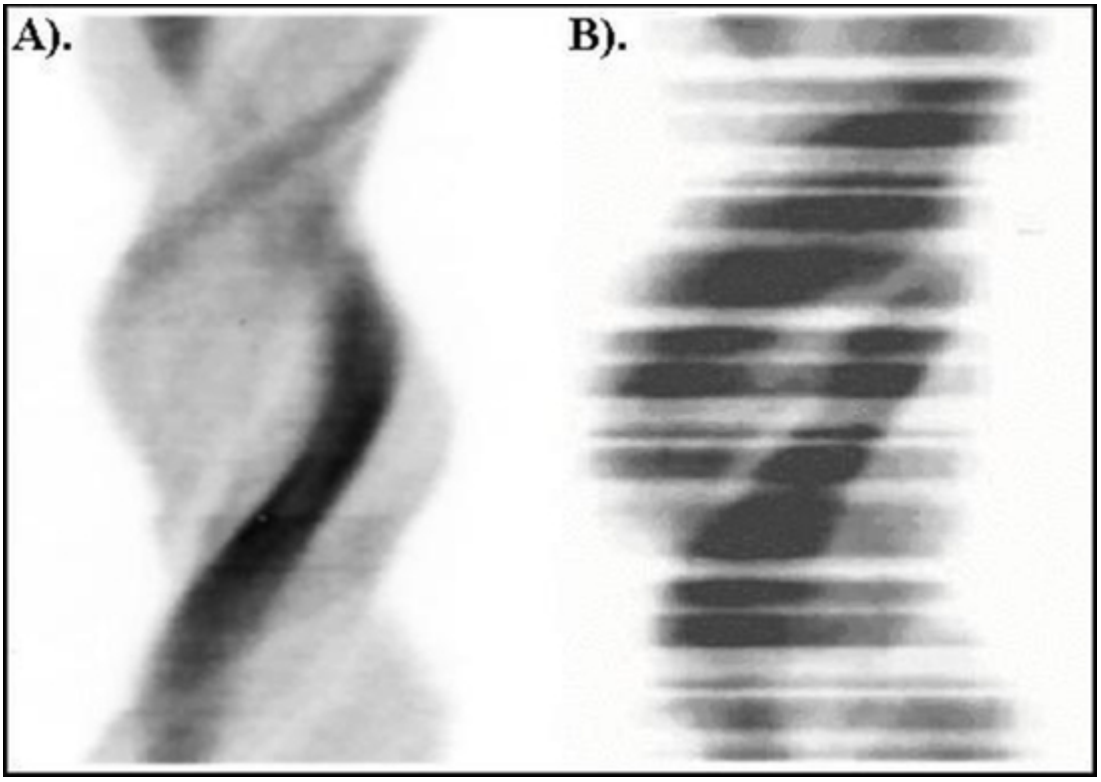
Test precyzji środka obrotu

Ocenę centrum rotacji wykonuje się w sposób dość prosty i złożony jednocześnie. W pobliżu osi obrotu głowic umieszcza się punktowe lub liniowe źródło technetu-99^m o aktywności 20 MBq lub kobaltu-57 i wykonuje się akwizycję SPECT w

odchyleniach + 2, + 5 = 10 cm od osi obrotu przy przynajmniej 32 projekcjach i min. 20.000 zliczeń, dodatkowo powtarzając zabawę przy przeciwbieżnym obrocie głowic.

Wyniki pozwalają na przedstawienie wykresu zależności współrzędnych X od kąta wokół osi obrotu (tzw. sinogram).

Przy niewielkim odchyleniu centrum rotacji obraz będzie całkowicie zamazany, przy dużym będzie wyglądał jak donat - *doughnut* (taki amerykański pączek z dziurką w środku), a sinogram będzie rozmazany. Poniżej obraz sinogramu prawidłowego i przy odchyleniu centrum rotacji (po prawej).



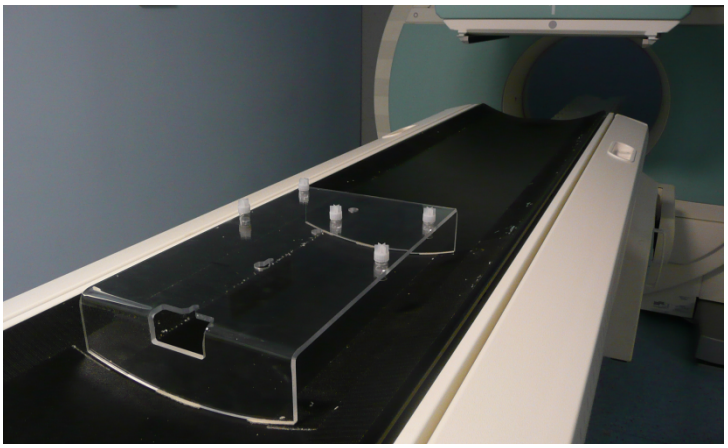
archive.ispub.com

Pracochłonność oceny centrum rotacji leży w tym, że powinna być wykonana oddzielnie dla każdego typu kolimatorów, czynnika powiększenia (*zoom factor*) i rozmiaru matrycy.

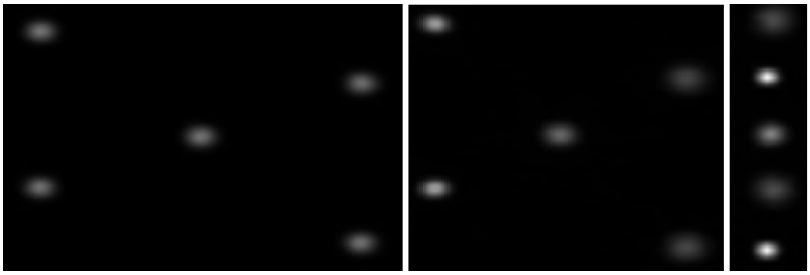
Drugim sposobem oceny centrum rotacji jest rejestracja z wielu głowic trzech lub pięciu źródeł punktowych (MHR/COR – multiple head registration / centre of rotation). Test ten wykonuje się dla kątów ustawienia detektorów 76°, 90° oraz 180°, z założonymi kolimatorami (test wykonuje się przynajmniej dla kolimatorów niskoenergetycznych).

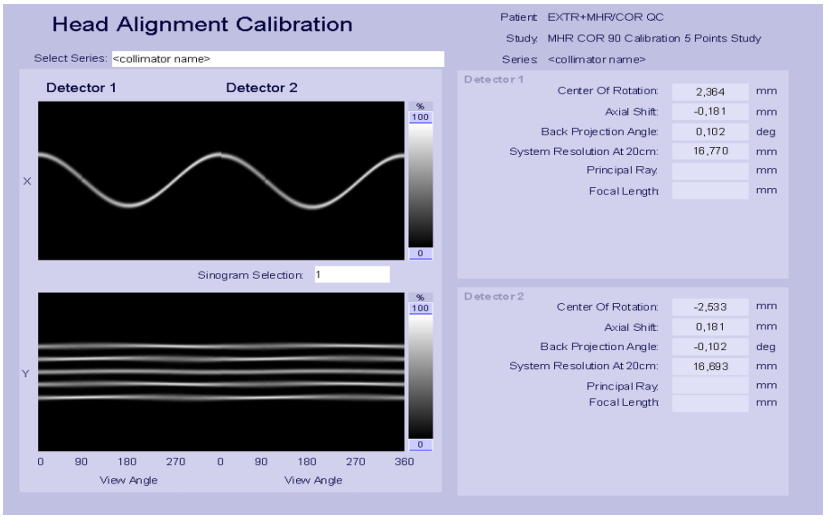
Ocenę MHR/COR wykonuje się umieszczając w dedykowanym przez producenta miejscu podstawkę (obraz poniżej). Na podstawce znajdują się otwory w których

należy umieścić trzy lub pięć źródeł punktowych o aktywności 1-2 mCi Tc-99m (zgodność źródeł musi zawierać się w granicach 20%) według zaleceń producenta.



Test polega na wykonaniu badania SPECT źródeł punktowych i ocenie otrzymanych parametrów kalibracji wyrównania głowicy (takich jak: środek obrotu, przesunięcie osiowe, kąt projekcji wstecznej czy rozdzielczości systemu) oraz sinogramu (obrazy poniżej).





Ocena centrum rotacji powinna być wykonywana w interwałach wg zaleceń producenta, ale nie rzadziej niż co miesiąc, a w świeżo zainstalowanych gammakamerach codziennie, aż do osiągnięcia całkowitej stabilizacji systemu.

Przesunięcie osi centrum rotacji (COR– *Centre of Rotation shift*) może wynikać z zaburzeń mechaniki obrotu głowic, ale nie tylko - częściej wynika to z

niestabilności elektroniki systemu i elektronicznie może być usunięte – dostosowaniem centrum matrycy wirtualnej do osi centrum mechanicznego. Przesunięcie centrum rotacji głowic o 1 piksel (element obrazu) będzie powodowało zmniejszenie rozdzielczości obrazu, zamazanie jego konturów i powstawanie zjawiska ‘halo’ wokół obrazu (artefaktów kołowych). Większe odchylenie będzie generowało ogniska chłodne. Dopuszcza się odchylenie do 0,5 piksela.

Jednorodność tomograficzna

Test wykonuje się korzystając z fantomu badań tomograficznych pod postacią walca o średnicy 20 cm wypełnionego wodnym roztworem technetu-99m o aktywności 400 MBq. Wykonuje się akwizycję tomograficzną 60 projekcji dla 240 tys. zliczeń, dopuszczalna różnica kontrastów artefaktów kołowych i tła to 10%.

Rozdzielczość tomograficzna

Test ten bada stopień pogorszenia rozdzielczości w stosunku do rozdzielczości planarnej korzystając ze źródła punktowego (np. Technetu 99m), umieszczonego w osi obrotu z tolerancją 1cm. Porównuje się obraz planarny z akwizycją tomograficzną (min. 50.000 zliczeń).

Testy specjalistyczne

Mierniki aktywności powinny być raz na rok sprawdzone źródłem z atestem metrologicznym.

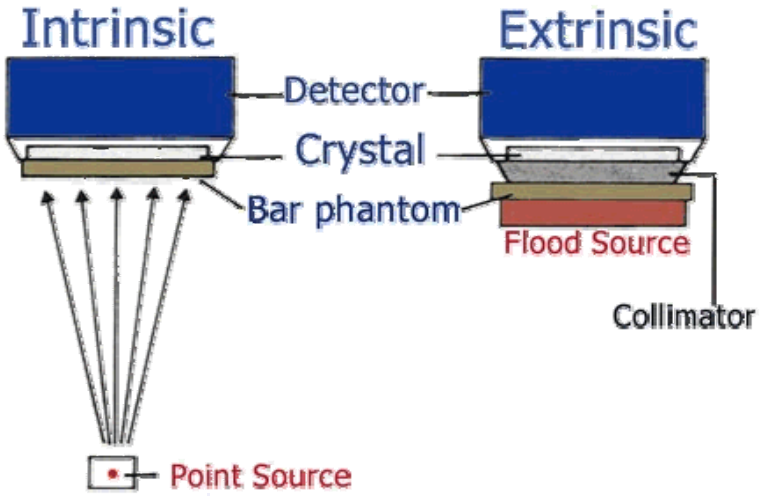
Gammakamery planarne powinny mieć sprawdzoną rozdzielczość wewnętrzną oraz przestrzenną liniowość detektora. Oba testy należy wykonać za pomocą fantomu szczelinowego. Dopuszczalne odchylenie rozdzielczości od zaleceń producenta to do 10% , natomiast obrazy wzdłuż detektora mają być linią prostą. Dodatkowym testem jest ilościowa kontrola jednorodności detektora, a różnice miar jednorodności pomiędzy bieżącymi i poprzednimi pomiarami nie mogą być większe niż 1%.

Ocena zdolności rozdzielczej i przestrzennej liniowości detektora

Ocenę wewnętrznej zdolności rozdzielczej dokonuje się na głowicy ze zdjętym kolimatorem, używając źródła punktowego o aktywności 400 – 600 µCi z założonym na głowicę fantomem sztabkowym *(‘bar phantom’* – p. poniżej*).* Obrazem są cienie sztabek ołowianych na krysztale.

Ocenę zewnętrznej zdolności rozdzielczej wykonuje się na głowicy z założonym kolimatorem, używając źródła płaskiego (omówienie źródeł płaskich poniżej) za założonym na głowicę fantomem sztabkowym.

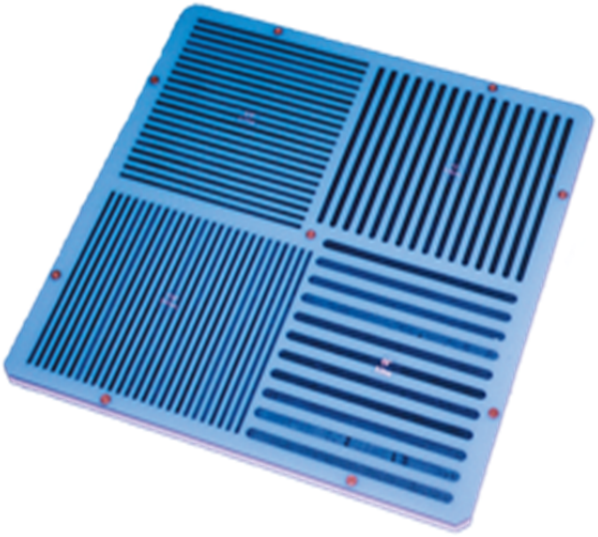
Ocena zdolności rozdzielczej www.medimaging.gr



Fantom 'Bar' (sztabkowy)

Fantom sztabkowy zapewnia możliwość przeprowadzenia dokładnego testu wewnętrznej i systemowej rozdzielczości, rozmiaru pola widzenia oraz liniowości gamma kamery. Jest to plastikowa płyta z wmontowanymi sztabkami ołowiu, albo równolegle *(PLES – Parallel Line Equal Spacing)* lub - częściej - w czterech kwadrantach po 90° różniących się szerokością sztabek ołowiu i odstępami między nimi *(Quadrant Bar Phantom)*. Test przeprowadza się wykonując rejestracje obrazu po umieszczeniu fantomu miedzy płaskim lub punktowym źródłem promieniowania a głowicą gammakamery. Faliste zniekształcenia obrazu wskazują na kłopoty z liniowością.

Fantom sztabkowy (bar phantom) na ilustracji poniżej. ***Mediso Polska Sp. z o.o.***



W gammakamerach rotujących (SPECT) dodatkowo:

- sprawdzenie rozmiarów piksela: obie osie nie powinny się różnić więcej niż 5%, różnice dla poszczególnych detektorów maja być nie większe niż 5%, rozmiar piksela ma nie być większy niż 10% w porównaniu z normą producenta
- całościową ocenę systemu obrazującego przy użyciu fantomu Jaszczaka: ocena wizualna: braku obecności artefaktów kołowych, rozróżnialność kulek (ocena ilościowa), ocena korekcji pochłaniania. Za układ referencyjny służy test odbiorczy.

Rozmiar piksela

Test ten jest istotny w obrazowaniu multimodalnym i analizie ilościowej oraz w korekcji pochłaniania. Ocenę wykonuje się rejestrując obraz dwóch źródeł punktowych wzdłuż osi X i Y; dopuszcza się tolerancję między otrzymanymi wynikami, a danymi producenta o 10%, różnice obu osi do 5%.

Całościowa ocena systemu obrazującego

Fantom Jaszczaka służy do całościowej oceny działania systemu obrazującego SPECT i PET. Ocena ta pozwala na:

- wykonanie testów akceptacyjnych

- wykonanie rutynowych testów kontroli jakości
- ocenę odchyleń centrum rotacji
- wykrycie błędów jednorodności
- ocenę wpływu filtrów rekonstrukcyjnych na rozdzielczość przestrzenną
- ocenę korekty pochłaniania i rozpraszania.

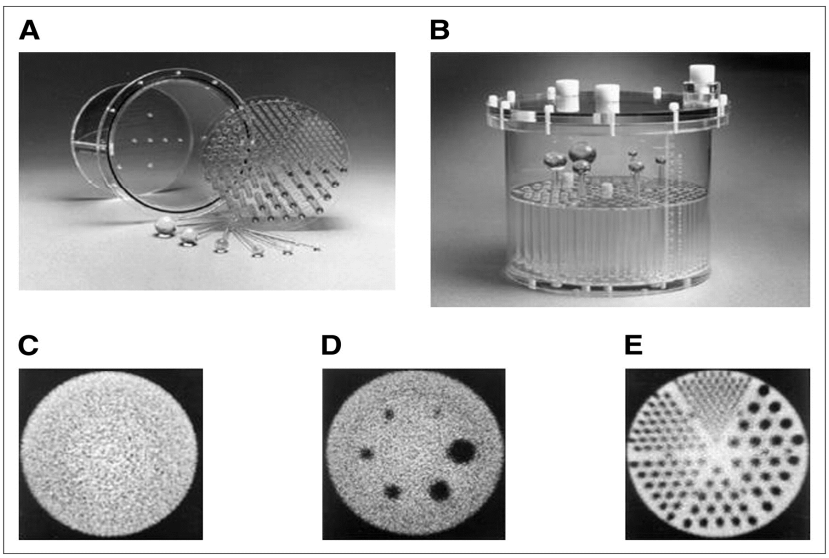
Fantom Jaszczaka fizycznie to plastykowy blok w którym w sześciu sektorach wyborowane są otwory różnej szerokości, do których nalewa się radioizotop.

Wykonanie testu Jaszczaka

- wlać izotop (7 – 20 mCi dla technetu-99m) do otworów fantomu Jaszczaka
- usunąć bąbelki powietrza
- wykonać akwizycję SPECT obrazu
- a potem analizować wykonane obrazy według standardowego programu dostarczonego przez producenta gammakamery.

A w ogóle znaczna część procedur kontroli jakości nowoczesnych gammakamer można wykonać na odległość, nawet nie ruszając się z domu. Nowoczesne skanery posiadają wbudowane kontrolne źródła radioizotopu, np. źródła prętowe oparte na cezie-137 lub germanie-68 równomiernie przesuwając się w osi gammakamery mogą zastąpić źródło płaskie.

Fantom Jaszczaka i obrazy z testów przedstawione są na ilustracji poniżej.



jnm.snmjournals.org

Interludium biograficzne: Ronald Jaszczak

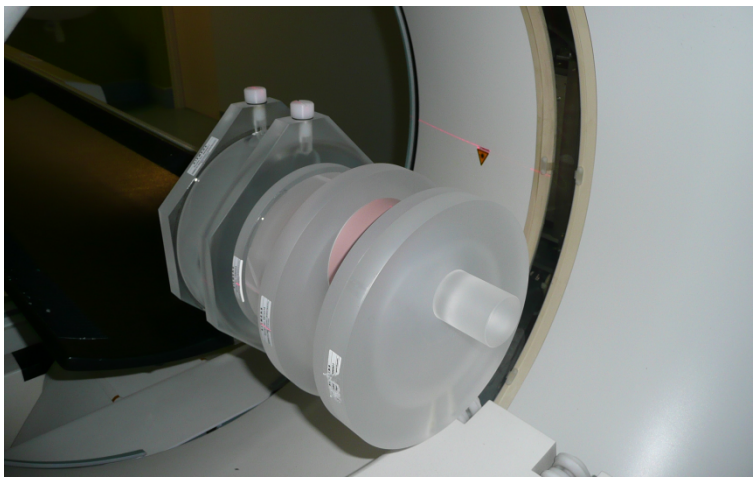
Amerykański fizyk Ronald Jaszczak (1942 -) jest obecnie emerytowanym profesorem Duke University (Durham, NC). Jest jednym bardziej zasłużonych dla rozwoju medycyny nuklearnej w jej historii. Jest jednym z budowniczych prototypu skanera SPECT, podobno on właśnie wymyślił tę nazwę. Z żoną prowadzi Data Spectrum Corporation (DSC), jedną z najlepszych firm produkujących sprzęt kontroli jakości w medycynie nuklearnej w Hillsborough (NC, USA). Chyba najbardziej znane polskie nazwisko w medycynie nuklearnej.

W podsumowaniu: w odniesieniu do gammakamer rotacyjnych SPECT testy eksploatacyjne obejmują:

- testy wymagane dla gammakamer planarnych codziennie – również codziennie
- test jednorodności, test precyzji centrum rotacji i test rozdzielczości tomograficznej: nie rzadziej niż co miesiąc
- co najmniej raz na 12 miesięcy: testy całościowego działania system (fantom Jaszczaka) i test rozmiaru piksela

Aparaty hybrydowe SPECT/TK

Eksploatacyjnych testów wymaga oczywiście także część radiologiczna aparatów (moduł TK). Zazwyczaj odpowiedni fantom dostarcza producent aparatu (obraz poniżej).



Ponadto w SPECT/TK wymaga się co kwartał dopasowania cięć tomograficznych uzyskanych technikami PET i TK; robi się to fantomem dostarczonym przez producenta z wmontowanymi punktowymi źródłami

promieniowania; pozytywnym wynikiem jest brak widocznych przesunięć rozmiarów źródeł pomiędzy nimi.

Inne testy

Czujnik dotyku i wyłącznik bezpieczeństwa ruchu gammakamery sprawdza się codziennie przy każdej zmianie kolimatora – przypomnijmy, że wyłączają one ruch głowic aparatu przy niespodziewanym ruchu pacjenta lub przy innej mechanicznej przeszkodzie w ruchu. Jest to dość istotne. Klaustrofobia i napady paniki są w medycynie nuklearnej rzadsze niż na przykład w tomografii jądrowego rezonansu magnetycznego, ale przy odrobinie pecha pacjent może wyskoczyć z wrzaskiem z kanału aparatu, bo wydaje mu się, że głowice maja zamiar go zmiażdżyć. Łamiąc sobie kilka kości przy okazji.

Szybkość zliczania wyznacza się mierząc w czasie aktywność dwóch źródeł punktowych i aktywność tła w różnych odległościach od kolimatora, przy okazji wyznacza się czas martwy. Tolerancja powinna nie przekraczać o minus 10% wartości podanych przez producenta.

Test badania całego ciała *(WB - Whole Body)*: jest to sprawdzenie rozdzielczości przestrzennej przy liniowym ruchu źródła, powinna być jednolita na całej długości skanu, wykonuje się raz na rok

Aparaty hybrydowe PET/TK

Dla modułu PET procedury kontroli jakości obejmują:

- codziennie test dzienny według zaleceń producenta
- test jednorodności według zaleceń producenta, na dostarczonym przez niego fantomie, nie rzadziej jednak, niż co miesiąc
- normalizację, gdy jednorodność nie mieści się w zaleceniach producenta i po każdej poważnej naprawie i modyfikacji, nie rzadziej niż co pół roku
- kalibracja ilości zliczeń względem aktywności – jw.
- jakość obrazu wykonana fantomem NEMA – przy pogorszeniu się kontrastu stref „zimnych” i „gorących” (tj. obszarów niskiej i wysokiej aktywności).

Codziennie należy również sprawdzenie kalendarza i zegara czasu rzeczywistego; dopuszczalne odchylenie do 30 sek., *nota bene* wszystkie zegary w zakładzie maja być regulowane i synchronizowane, te w komputerach też. Jest to szczególnie istotne

w przypadku krótko żyjących radioizotopów przede wszystkich w badaniach PET. Synchronizować należy zegar w komputerze skanera PET, dyspensera (urządzenie do dzielenia dawek izotopu) oraz zegar w gabinecie zabiegowym (podawczym). Różnice pomiędzy zegarami skutkują błędnym obliczeniem aktywności w badanej tkance (SUV – *Standarized Uptake Value*).

Aparatura pomiarowa

W aparatach pomiarowych i śródoperacyjnych sondach scyntylacyjnych dodatkowo dochodzą testy stałości i precyzji pomiaru. Testy wykonuje się za pomocą długożyciowego źródła kobaltu -57, baru-133 lub cezu-137 o znanej (wzorcowej) aktywności.

Stałość (powtarzalność) pomiaru to porównanie średniej co najmniej 10 pomiarów i średniego wyniku z testu odbiorczego. Nie powinna się różnić o więcej niż ± 10%. Ocenę stałości pomiaru powinno się wykonywać (przynajmniej w teorii ;) , codziennie.

Precyzja pomiaru to średnia z minimum 30 pomiarów. Powtarzalność wyników (odchylenie standardowe podzielone przez średnią) nie powinna przekraczać ± 5%. Ocenę precyzji pomiaru powinno się wykonywać co pół roku.

Poza tym – jak w reszcie aparatury sprawdza się:

- dokładność i synchronizację wskazań zegarów
- pomiar tła
- liniowość wskazań, czyli proporcjonalność wyników pomiaru do wzrastająco mierzonych aktywności – sprawdza się od zmierzenia aktywności minimalnej (rzędu 1 MBq) to maksymalnej planowanej do stosowania (rzędu 1 GBq) – wykonuje się co kwartał/pół roku/rok, w zależności od zaleceń producenta
- w sondach do badania jodochwytności tarczycy – dodatkowo kalibracja okienka energetycznego.

Rozdział 3. Medycyna nuklearna – błędy, artefakty i warianty;

Motto: c*o by tu jeszcze spieprzyć, Panie i Panowie, co by tu jeszcze spieprzyć*

Lektura dla fizyków lekko nadobowiązkowa. Na egzaminie wymagać będę ogólnej orientacji, musicie znać zagadnienie i jego ramy, ale nie wymagam zakucia 100/100. Dalsza orientacja w rozdziale ‘Pytania kontrolne’, czyli tzw. Giełdzie.

Błędy, artefakty, warianty – wstęp

Przy odrobinie pecha, obraz badania scyntygraficznego może być niediagnostyczny lub słabo diagnostyczny, pieniądze w błoto, a pacjent niepotrzebnie napromieniowany. Przyczynami niediagnostyczności wyniku badania może być:

- zły stan techniczny sprzętu lub niewłaściwa kalibracja sprzętu będącego skądinąd w dobrym stanie
- zła jakość radiofarmaceutyku (np. złe znakowanie, lub przechowywanie i przeterminowanie)
- błąd w podaniu radiofarmaceutyku (wynacznienie, pomyłka)
- złe wykonanie badania (np. nieprawidłowy protokół jego wykonania, zbyt wczesne lub zbyt późne wykonanie)
- wariantów anatomicznych badanego narządu (np. ektopia nieuwzględniona przy planowaniu zakresu obrazowania)
- brak współpracy ze strony pacjenta (np. poruszanie się w trakcie badania).

Artefakty

Artefakt to dosłownie "sztuczny obiekt", coś czego w rzeczywistości nie ma. W medycynie nuklearnej oznaczają błędną interpretację obrazu, najczęściej wykrycie nieistniejącej choroby na skutek zakłóceń pomiarowych lub elektronicznego odpowiednika złudzenia optycznego.

Artefakty mogą wynikać z trzech przyczyn:

- niedostatecznej kontroli jakości gammakamery i ten temat rozwiniemy najszerzej, jako najbardziej interesujący fizyka medycznego
- wad przygotowania i kontroli jakości radioznacznika
- wadliwego wykonania samego badania.

Warianty

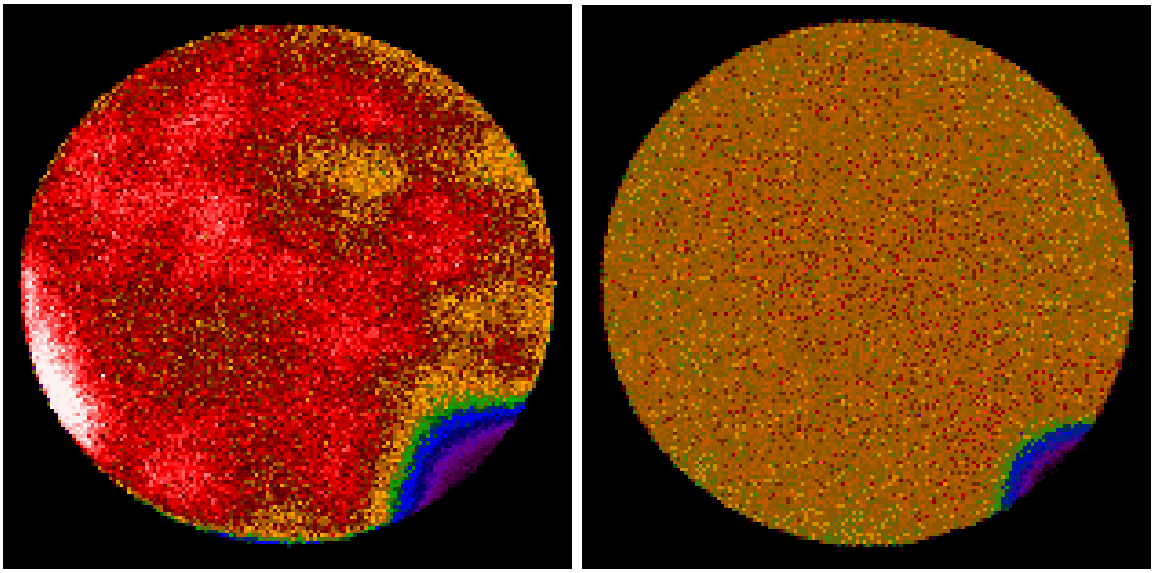
Warianty anatomiczne obrazu są niezawinione przez operatora systemu. Są po prostu rzadko występującymi odmianami prawidłowej anatomii człowieka. Serce może być położone po prawej stronie, przełożony lewo/prawo może być w ogóle cały układ narządów jamy brzusznej, jedna z nerek może być położona atypowo w miednicy małej (nazywa się to *ektopia*), tarczyca może być położona niżej lub wyżej niż zwykle.

Pacjent czasem wie, że posiada wariant anatomiczny i informuje przed badaniem, często jednak nie wie, lub wie i nie powiedział, a wtedy badanie trzeba powtórzyć.

Błędy uniwersalne dla wszystkich badań - aparatura

- awaria fotopowielacza – obraz ogniska „zimnego”
- pęknięcie kryształu – linijne zniekształcenie obrazu
- błędne ustawienie fotoszczytu – zmniejszenie zarejestrowanych zliczeń, obraz niewyraźny i o kiepskiej rozdzielczości przestrzennej, podobnie:
- przy niewłaściwym dobraniu kolimatora, na przykład wysokoenergetycznego (jodowego), do badań wykonywanych z użyciem technetu-99^{m}.

Niejednorodność obrazu wynikająca z awarii fotopowielacza



www.medimaging.gr

Błędy specyficzne dla gammakamer rotujących SPECT

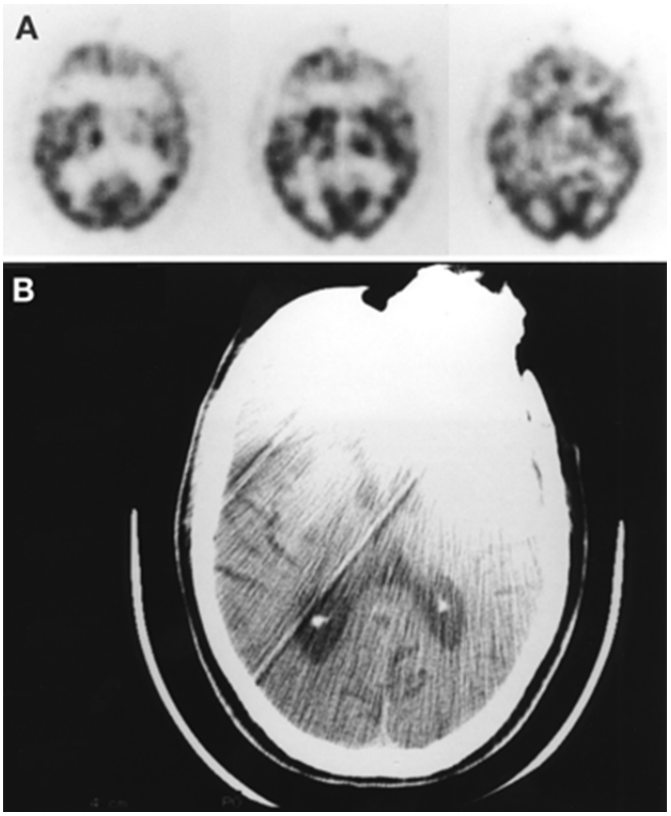
Odchylenie centrum rotacji – zamazanie konturów, fałszywe ogniska ‘zimne’, zacienienie w kształcie ogona rozciągające się ku obwodowi

Błędy specyficzne dla gammakamer SPECT/TK i PET/TK

W granicach błędów technicznych – obecność metalu w ciele pacjenta może powodować fałszywe wzmocnienie sygnału badania PET w tkankach przylegających do metalu w obrazach skorygowanych na pochłanianie, odwrotnie w nieskorygowanych. Zachodzi to w obecności implantów ortopedycznych, większych metalowych wypełnień dentystycznych i ze wszczepionym rozrusznikiem serca.

Artefakt metalowy w badaniu SPECT/TK na obrazie poniżej.

Pacjent z metalową płytka w lewej kości czołowej. Obecność płytki czyni całkowicie nieczytelnym badanie TK i znacznie zniekształca wynik badania SPECT.



tech.snmjournals.org

Błędy w przygotowaniu radiofarmaceutyku - zanieczyszczenie

- chemiczne - „przebicie” generatora – wysoki poziom jonów aluminium Al^{3+}
- radiochemiczne – niska wydajność znakowania; wysoki poziom wolnego nadtechnecjanu
- radionuklidowe – zanieczyszczenie ^{99}Mo

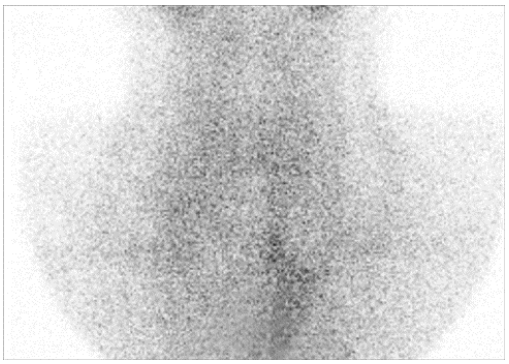
Wynik:

- niska jakość obrazu (poz. 1 – 3) +
- zwiększone narażenie radiacyjne (poz. 2 – 3)

Błędy uniwersalne – błędy w wykonaniu badania

Może wystąpić wynaczynienie znacznika poza żyłę, wskutek błędnego założenia dojścia żylnego (*venflonu*) lub pęknięcia żyły. W wyniku otrzymujemy Obraz pola gorącego w miejscu iniekcji, 'oślepiające' resztę obrazu, słabe uwidocznienie się badanego narządu. Zaradzenie źródłu błędu polega na prawidłowym założeniu dojścia żylnego i sprawdzenie jego drożności przepłukaniem solą fizjologiczną. Naprawienie błędu: przy niewielkim wynaczynieniu można w czasie obróbki komputerowej obrazu 'wyciąć' fragment obrazu z wynaczynionym izotopem, wówczas cała reszta obrazu istotnie zyskuje na jakości.

Zbyt wczesne wykonanie badania, w tym niedostosowanie czasu rozpoczęcia akwizycji do wagi badanego powoduje wysokie tło i niski kontrast badania. Przy odrobinie pecha obraz może być całkowicie nieczytelny. Rozwiązanie proste – poczekać i ponownie wykonać badanie za jakiś czas.



Założenie wadliwego kolimatora – przy założeniu kolimatora technetowego przy scyntygrafii jodowej (J-131) obraz przy wysokiej statystyce zliczeń będzie nieostro konturowany, w sytuacji odwrotnej niska statystyka zliczeń i obraz nieczytelny.

Poruszenie się pacjenta

Badanie scyntygraficzne trwa dość długo. W najlepszym razie 3 – 5 minut, w najgorszym ponad godzinę, 15 – 20 min. to standard. Dwie grupy chorych mają szczególne trudności w utrzymaniu nieruchomej pozycji: małe dzieci oraz ciężko

chorzy z silnymi dolegliwościami bólowymi, na przykład pacjenci z przerzutami do kości.

Rzadziej zdarzają się objawy klaustrofobii (lęku przed ciasnotą) lub napady paniki; przy odrobinie szczęścia to tylko artefakty ruchowe, przy odrobinie pecha to wyskoczenie pacjenta z otworu aparatu i ryzyko obrażeń ciała. W badaniach radioizotopowych jest to dość rzadkie, dość często zdarza się w badaniach jądrowego rezonansu magnetycznego (MRI), bo ciasno, zimno i głośno w czasie badania.

Sposoby zapobiegania to unieruchomienie; podawanie środków uspokajających lub nawet krótkotrwałe znieczulenie ogólne, stosowane zwłaszcza u dzieci; czasem stosuje się unieruchomienie mechaniczne, innymi słowy trzeba pacjenta związać.

Obraz poniżej, nieco brutalne, ale skuteczne.

Sposoby unieruchomienia dziecka



www.quickmedical.com

Zanieczyszczenie radioizotopem skóry lub ubrania pacjenta, najczęściej własnym moczem powoduje fałszywie dodatni obraz ogniska „gorącego" mogącego imitować obraz przerzutu; artefakt szczególnie często spotykany w badaniu kości. Zaradzenie błędowi: w razie jakichkolwiek wątpliwości nie zwalniać chorego do domu (zasada uniwersalna); powtórzenie badania po zdjęciu ubrania, dekontaminacja skóry).

Obraz błędów w badaniu nadnerczy J-131- MIBG – kontaminacja ubrania moczem, poruszenie się chorego i niska ilość zliczeń, trzy błędy na raz.

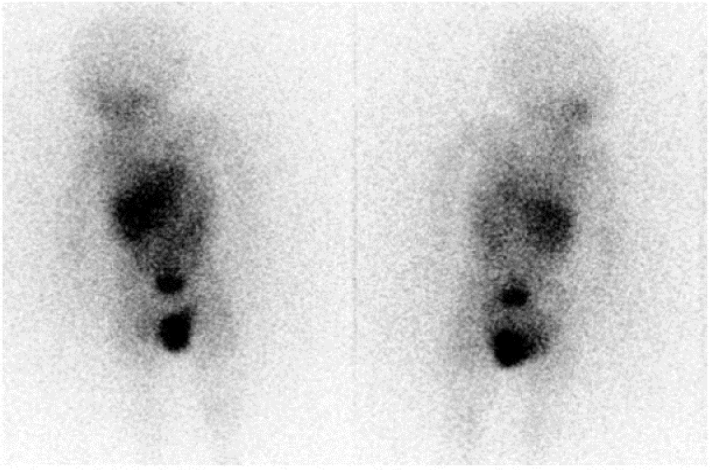
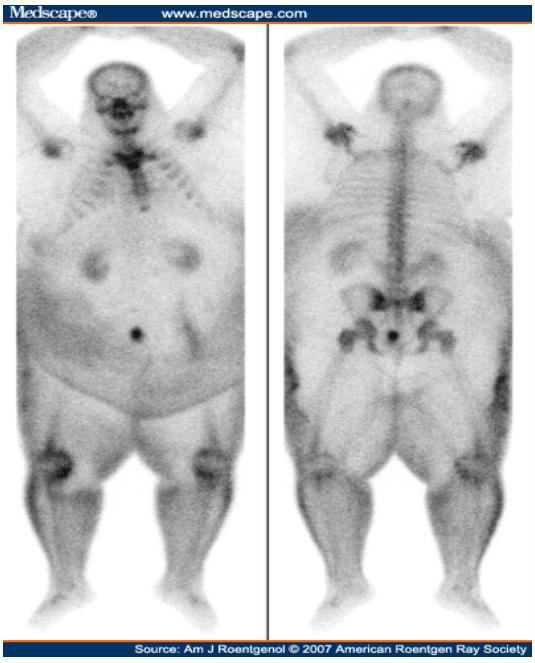


Figure 1 - An example of mIBG scan in which movement artefacts, urine contamination, and low counts in the lower part of the body jeopardize reliable interpretation.

www.tumorionline.it

Wpływ otyłości na jakość badania. Znaczna nadwaga może zmniejszyć diagnostyczność badania, ponieważ u hiper-grubasa radioznacznik będzie zalegał w zwałach tłuszczu i wolniej gromadził się w narządzie docelowym, na przykład w kościach. Będzie wysokie tło i obraz będzie słabo czytelny. Badanie wykonuje się wówczas w dłuższym czasie po podaniu znacznika, przy hiper-nadwadze zwiększając aktywność podanego radioznacznika. N.b. w takich przypadkach problemem może również być mechaniczna wytrzymałość stołu gammakamery. W starszych aparatach wynosiła ona do 130 kg wagi pacjenta, dziś, zwłaszcza w urządzeniach produkcji amerykańskiej - uwzględniając epidemię otyłości w USA - stosuje się konstrukcje o wytrzymałości zwiększonej do 200 kg. Obraz badania scyntygraficznego w znacznej otyłości (ale grubas !) poniżej.



www.medscape.com

Część szczegółowa

Artefakty i warianty w badaniach kości

Uwaga!! Dopilnować opróżnienia pęcherza moczowego przed badaniem – może przesłonić obraz kość krzyżowej w projekcji przedniej

Słabe uwidocznienie kości z wysokim poziomem zliczeń tła; przyczyną może być: :

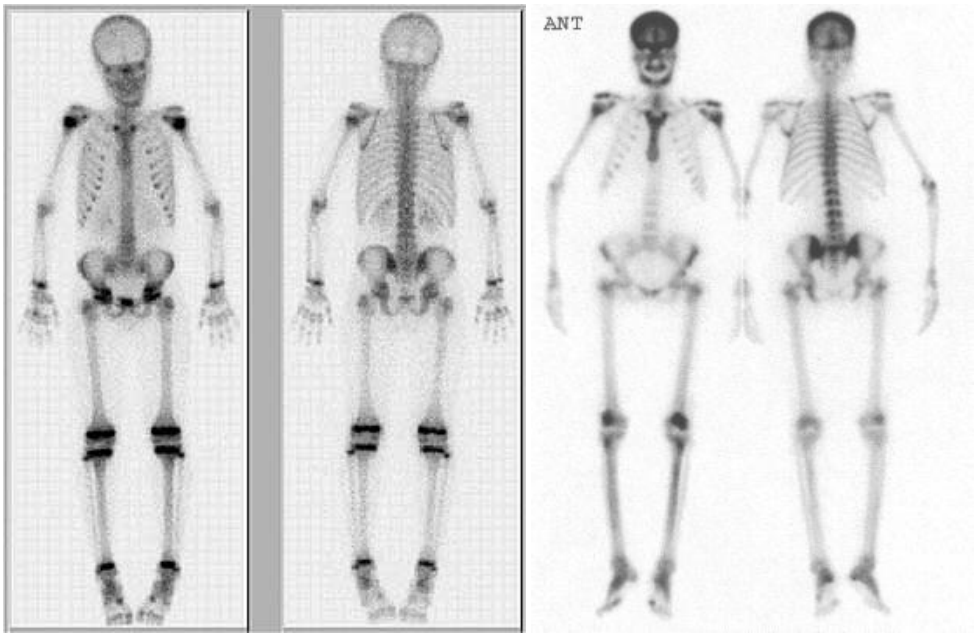
- zbyt wczesne rozpoczęcie badania; u badanych z wysoką wagą ciała badanie powinno być rozpoczynane w dłuższym okresie od podania radioznacznika (wolniejsze jego wbudowywanie)
- wysoka frakcja wolnego technetu – błędy znakowania – obraz jw. + uwidocznienie się jamy nosowo-gardłowej + tarczycy
- rzadziej: w zanieczyszczeniu eluatu glinem: „przebicie" generatora.

Uogólnione niskie gromadzenie radioznacznika z innych przyczyn: niewydolności krążenia, np. w zawale serca; osteoporozy.

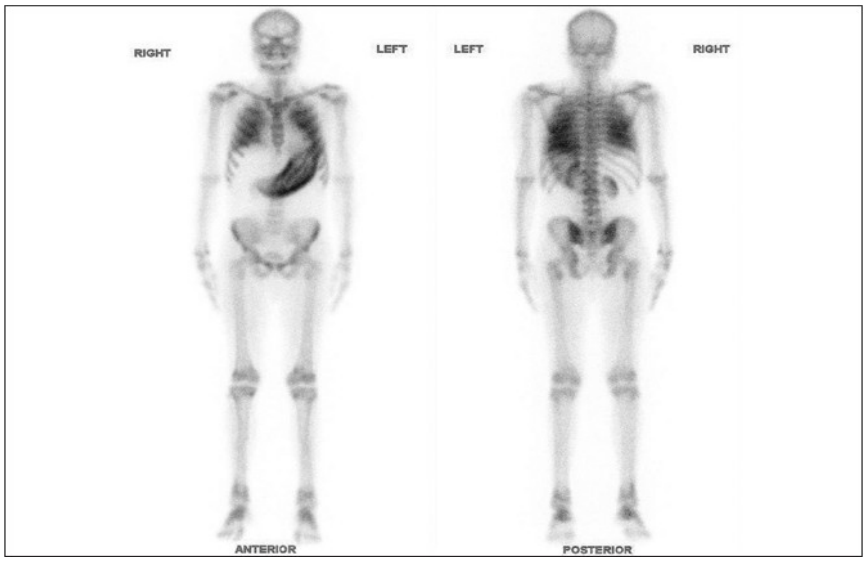
Warianty:

- gromadzenie znacznika w przynasadach kości u dzieci i młodzieży jest zjawiskiem fizjologicznym, czyli normalnym w okresie wzrostu
- uogólnione wysokie gromadzenie znacznika w dużym rozsiewie przerzutów („superscan") – jest to gromadzenie znacznika tak wysokie, zwłaszcza w kościach czaszki, że niewidoczne są nerki, a czasem nawet pęcherz moczowy), występuje to również w nadczynności przytarczyc
- pozakostne gromadzenie znacznika może wystąpić w mięsakach tkanek miękkich, w guzach mózgu, w zapaleniu mięśni, w ognisku zawału mięśnia sercowego, w zawale śledziony.

Poniżej ilustracja obrazowa: normalny obraz kości dziecka po lewej: widoczne gromadzenie radioznacznika w strefach wzrostu, zwłaszcza po obu stronach stawów kolanowych; po prawej superskan osoby dorosłej przy ogólnym rozsianiu mikroprzerzutów nowotworowych. www.ruh.nhs.uk



Pozakostne gromadzenie znacznika w żołądku i płucach, zjawisko dość rzadkie, ale widzi się.



www.ijnm.in

Badania tarczycy i innych gruczołów wydzielania wewnętrznego

Najczęstszy problem: tarczyca nie uwidoczniła się lub słabo uwidoczniła się

Zablokowanie wychwytu znacznika przez tarczycę może wystąpić przez:

- leki: tyreostatyczne (hamujące czynność tarczycy), duże dawki hormonów tarczycy, jod (uwaga na preparaty multiwitaminowe zawierające jod i środki na odchudzanie!), lit (lek stosowany w psychiatrii), amiodaron (lek

przeciwarytmiczny), steroidy (siny lek przeciwzapalny); blokada wychwytu radioznacznika przez tarczycę może trwać przez 1 do 3 tygodni

- radiologiczne jodowe środki kontrastujące stosowane w badaniach naczyniowych (arteriografia, wenografia), urografii, części badań tomografii komputerowej; blokada trwa 3 – 6 miesięcy !!!.

Źródło błędu: niestaranne zebranie wywiadu przed badaniem

Zaradzenie błędowi: powtórzenie badania po 1 – 3 miesiącach, można próbować powtórzenia badania po dostrzyknięciu dodatkowych 5 mCi 99m-Tc

Przyczyny niezależne od badającego:

- agenezja tarczycy (wrodzony brak tarczycy); może nie uwidocznić się jeden z płatów (wrodzony brak lub zanik płata)
- podostre wirusowe zapalenie tarczycy *de Quervain* – wówczas może być niewidoczna tarczyca w całości lub któryś z jej płatów.

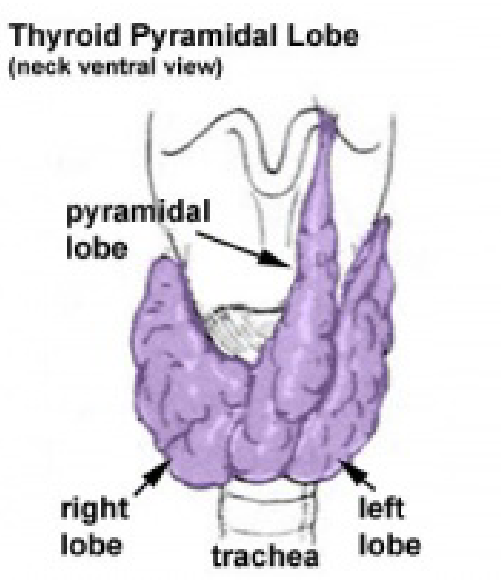
Weryfikacja: badanie USG, badanie kliniczne (w podostrym wirusowym zapaleniu tarczycy de Quervain tarczyca jest powiększona i bolesna w obmacywaniu).

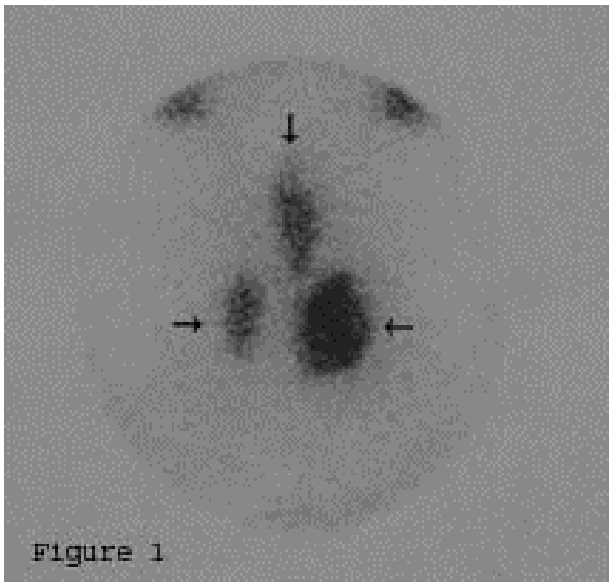
Tarczyca – warianty obrazu

Tarczyca, narząd prawidłowo w kształcie motyla położonego wokół tchawicy powyżej wcięcia mostka posiada wiele atypowych wariantów położenia:

- płat piramidowy – fizjologiczny wariant budowy gruczołu – tkanka tarczycowa w linii środkowej gruczołu
- wole zamostkowe – dolne bieguny tarczycy schodzą poniżej wcięcia jarzmowego mostka
- wole językowe – obecność tkanki tarczycowej u podstawy języka
- pozatarczycowy wychwyt znacznika – np. w przerzutach raka tarczycy do węzłów chłonnych szyi

Obraz poniżej: płat piramidowy - po lewej jego anatomia, po prawej obraz scyntygraficzny.





nuclmed.web.auth.gr

Nadnercza jako problem; słabo uwidoczniły się w badaniu scyntygraficznym

Przy użyciu MIBG znakowanego 131J przed badaniem trzeba zablokować gruczoł tarczowy płynem Lugola (jodek potasu) lub nadchloranem potasu przez 5 dni. Przed badaniem należy odstawić niektóre leki, m.in. antydepresyjne.

Badania SPECT mózgu

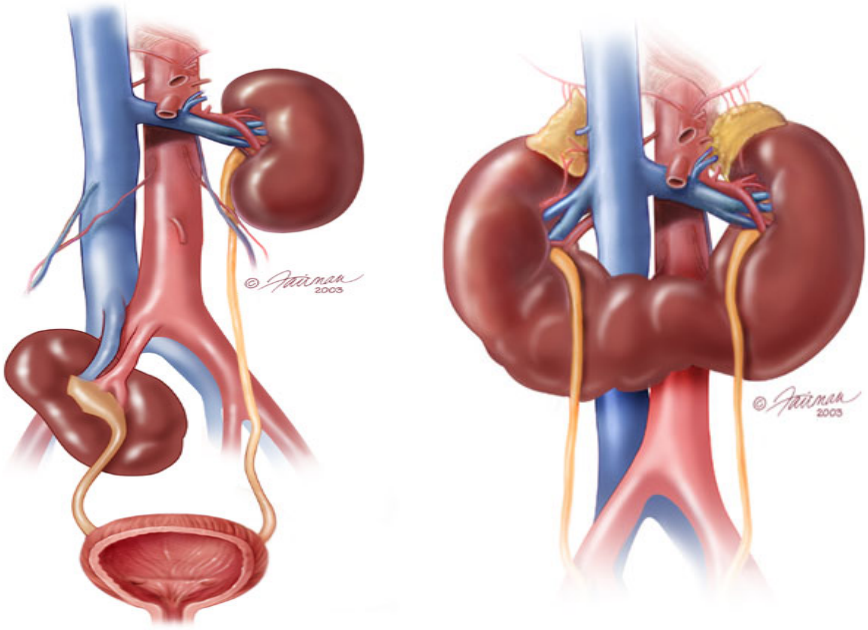
Najczęstszy błąd/artefakt: wysoka frakcja wolnego technetu, jako błąd przygotowywania radiofarmaceutyku. W wyniku: wyznakowanie krwinek czerwonych, wydzielanie technetu przez śluzówki, wychwyt w tarczycy i śliniankach. Obraz – wysoka aktywność w jamie nosowej, śliniankach + mięśniach głowy, w efekcie niediagnostyczność obrazu. Zapobieganie: wysoka kontrola jakości radiofarmaceutyku.

Niemal równie często: poruszenie głowy pacjenta w czasie badania: obraz i artefakt pod postacią obszarów pozornie „chłodnych". Jak zapobiegać: wygodne ułożenie chorego przed badaniem i unieruchomienie głowy, np. tzw. rzepami lub bandażem elastycznym.

Nerki

Mogą mieć warianty anatomiczne: nietypowe (ektopowe) położenie jednej z nerek, najczęściej w miednicy małej, nerki mogą być również zrośnięte dolnymi biegunami (tzw. nerka podkowiasta). Pacjent może o tym nie wiedzieć. Ustawiając

pole widzenia gammakamery klasycznie na wysokości zwykłego położenia nerek drugiej nerki można nie uwidocznić albo zobaczyć tylko górny biegun. I badanie na nic. Obraz nerki ektopowej po lewej, podkowiastej po prawej.



www.urologyhealth.org

Badania serca

Najczęstsze błędy wykonania w badaniach serca:

- niewłaściwe wykonanie próby wysiłkowej
- zbyt długi okres czasu między próbą wysiłkową, a badaniem
- znaczny wysiłek lub obfity posiłek między badaniem wysiłkowym i spoczynkowym
- nieprawidłowa ocena centrum rotacji gammakamery SPECT i/lub zbyt duże powiększenie - serce nie mieści się w polu widzenia lub system przerywa badanie po dotknięciu pacjenta.

Rozdział 7. Ochrona radiologiczna

Wstęp

W jakim stopniu szkodliwe jest promieniowanie jonizujące jest szkodliwe dla zdrowia człowieka? W dużych i średnich dawkach – bez wątpienia tak, może spowodować śmierć. Odnośnie małych dawek istnieją dwie hipotezy:

Model liniowy bezprogowy (Linear–No-Threshold, LNT) – został wprowadzony w 1959 r. przez Międzynarodową Komisję Ochrony Radiologicznej (*ICRP*). Niebezpieczeństwo przy niewielkich pochłoniętych dawkach jest liniowo proporcjonalne dla każdego poziomu promieniowania; innymi słowy nawet najmniejsze dawki promieniowania są szkodliwe.

Model ten został zaproponowany przez Hermanna J. Mullera, z USA, laureata Nagrody Nobla z 1946r., który prowadził doświadczenia z promieniowaniem i gatunkiem much *Drosophila melanogaster*. Hipoteza była fałszywa i Muller o tym wiedział!

Małe dawki promieniowania są albo nieszkodliwe (model progowy) albo wręcz korzystne (model hormezy). W przeciwnym wypadku, logicznie rzecz biorąc, życie nie mogłoby istnieć na Ziemi. Żyjemy w oceanie promieniowania pochodzącego z naturalnych lub – od niedawna – medycznych źródeł.

Jednakże, model LNT miał również swój pozytywny wpływ. Stał się naukową podstawą ochrony radiologicznej i przyczynił się do wstrzymania przeprowadzania prób bomb atomowych w atmosferze.

Model progowy i hormeza radiacyjna

Jest w sprzeczności wobec hipotezy LNT. Model progowy zakłada, że niewielkie dawki promieniowania są nieszkodliwe, podobnie jak w toksykologii: nawet najsilniejsze toksyny podane w małych dawkach są nieszkodliwe poniżej pewnego progu. Intelektualnie bardziej interesująca lub nawet prowokująca jest hipoteza hormezy radiacyjnej, mówiąca że małe dawki promieniowania mogą być korzystne, ponieważ pobudzają komórkowe procesy naprawcze DNA, nieaktywne bez narażenia na promieniowanie. Mechanizmy hormezy również istnieją w toksykologii (przy bardzo niskich dawkach trucizn chemicznych).

Hormeza radiacyjna

Istnieją dane doświadczalne potwierdzające zjawisko hormezy radiacyjnej w kulturach komórkowych, zwierzętach i ludziach. W kulturach komórkowych naprawa

DNA działa lepiej przy małych dawkach. U gryzoni małe dawki promieniowania pokazały ochronny wpływ przed chemicznymi karcynogenami. U ludzi narażonych na wyższe naturalne promieniowanie tła (np. w indyjskiej Kerala) zachorowalność na raka jest niższa w porównaniu do średniej zachorowalności.

Hipoteza hormezy radiacyjnej nie jest powszechnie uznana. W USA *National Council on Radiation Protection and Measurements* ogłosiła w 2001r., że póki co nie ma dostatecznych dowodów na istnienie hormezy radiacyjnej i dla celów ochrony radiologicznej powinno się stosować model LNT. Natomiast w 2005r. *Francuska Akademia Narodowa* potwierdziła tę hipotezę, sugerując ponowne rozważenie modelu LNT. Kwestia pozostaje nadal otwarta.

Tło promieniowania w środowisku człowieka

Zjawisko częściowo omówiono w jednym z poprzednich rozdziałów. Powtórzmy jednak fakty podstawowe. *Repetitio est Mater studiorum.* Człowiek żyje w morzu promieniowania jonizującego: ¾ pochodzi z otoczenia: po 9% promieniowanie kosmiczne i własne nuklidy organizmu, zwł. potas-40 , 0.1% potasu organizmu, 38% gazowy radon-222 z szeregu uranu i toru, 15% z gleb i skał, zwł. znowu potas-40, 27% to zastosowania medyczne, pozostałości po Czarnobylu i echa prób jądrowych + tzw. inne to po 0.25%. W sumie to ok. 2.4 mSv, czyli 2.4 x rtg klatki piersiowej.

Bywają różnice regionalne. Dobrze żyć nad morzem. Na wysokości Ciudad Mexico (2240 m.n.p.m) promieniowanie kosmiczne to 4 x tyle co w Gdańsku, w boliwijskim La Paz (3.900 m.n.p.m.) 14 x. Bo warstwa atmosfery jest cieńsza. Konsekwentnie, latając samolotem na wysokości 12 km moc dawki wynosi 0.5 mikrosiverta/h, na wysokości 20 km (lot *Concorde'm*) ok. 14 mikrosiverta/h. Z glebą też bywa nierówno: średnie stężenia alfa-emitera radonu-222 to 18 Bq/m^3 , ale są miejsca w Iranie z 100.000 Bq/m^3. Z wysokiej zawartości radiotoru w piaskach monacytowych słyną plaże indyjskiego stanu Kerala (tłom 20 x większe niż średnia dla Europy).

Efekty promieniowania jonizującego – efekty progowe

Efekty progowe (deterministyczne) pojawiają się po przekroczeniu 0.2 Sv (200 mSv) dawki pochłoniętej, czyli 100 x tło naturalne w krótkim czasie:

- 0.2 – 1.0 Sv - widoczne zmiany w morfologii krwi obwodowej
- 0.5 Sv – czasowa niepłodność u mężczyzn
- 1 – 2 Sv – zespół jelitowy: biegunka i wymioty
- 2 – 3 Sv – początki zespołu mózgowego, śmiertelność 25%
- więcej niż 3 Sv – całkowita niepłodność u kobiet
- 3 – 4 Sv – zniszczenie szpiku kostnego; śmiertelność 50%
- 4 – 10 Sv – ostra choroba popromienna, 80% śmiertelności w ciągu niewielu dni

Efekty promieniowania jonizującego – efekty podprogowe

Efekty podprogowe (stochastyczne): powstawanie nowotworów, przyspieszone starzenie się organizmu etc. są trudniejsze do oceny. Niewątpliwie ich ryzyko rośnie z wielkością dawki pochłoniętej z chorobą nowotworową jako dominantą. Ale: nie wszystkie nowotwory są wynikiem działania promieniowania jonizującego; nowotwór pojawia się w wiele lat po działaniu promieniowania. Istnieją silne różnice osobnicze: identyczna dawka promieniowania może indukować nowotwór u jednej osoby, u innej nie.

Indukcja nowotworów przez promieniowanie jonizujące

Jest to trudne do oszacowania. Generalnie ryzyko rozwoju nowotworu złośliwego u człowieka jest bardzo wysokie, ok. 40% populacji, w zależności od stylu życia i wpływu czynników środowiskowych, promieniowanie jonizujące jest odpowiedzialne w najgorszym wypadku za 10% procent przypadków, łącznie z promieniowaniem UV i być może falami radiowymi, chociaż to ostatnie nie jest tdo końca potwierdzone.

Najważniejsze karcynogeny to związki chemiczne: aflatoksyny, związki azbestu, benzopiren, nitrozaminy, związki z dymu tytoniowego, jak również etanol, niektóre leki, przewlekłe stany zapalne, także niektóre infekcje wirusowe (HCV, HPV), ten pierwszy w pierwotnym raku wątroby, ten drugi w raku szyjki macicy. .

Jednorazowa dawka 100 mSv zwiększa ryzyko nowotworu o ok. 0.8%, procedury radiologiczne generalnie dostarczają dużo niższe dawki promieniowania (patrz tabela poniżej), od 0.1 mSv do 10 – 15 mSv w najgorszym wypadku, ale nadużywanie

wysokorozdzielczego TK może wywołać raka piersi u 1 ‰ kobiet; w najgorszej sytuacji (64-rzędowe TK u kobiet w wieku 20 lat) wynosi ono 1 : 150. Z tego względu, zwłaszcza u młodych kobiet z historia chorób nowotworowych w rodzinie należy wykonywać raczej sonomammografię (USG), zamiast mammografii i badanie MRI klatki piersiowej zamiast TK.

Ostry zespół popromienny (Acute radiation syndrome - ARS)

ARS lub choroba popromienna to grupa objawów pojawiających się w ciągu 24 godzin od ostrego napromieniowania dawką przekraczającą 2 Sv. Od 0,5 Sv może się rozwinąć forma subkliniczna:

- do 2 Sv występuje ogólne zmęczenie + gorsze parametry krwi; śmiertelność 0%
- 2 – 4 Sv: forma hematologiczna, parametry krwi obniżone o połowę, czasem krwawienia, śmiertelność 25%
- 4 – 8 Sv: forma jelitowa; krwawa biegunka, zaburzenia elektrolitowe, uogólniony obrzęk, owrzodzenia żołądkowo-jelitowe; śmiertelność 50 – 100%
- 8 – 50 Sv: forma mózgowa: napady padaczkowe i utraty przytomności krótko po napromieniowaniu; śmiertelność 100% w ciągu jednego tygodnia po.
- Ponad 50 Sv: blokada enzymatyczna; natychmiastowa śmierć, nie zaobserwowana jeszcze u ludzi, ale przetestowana na zwierzętach.

Przewlekły zespół popromienny

Odległe efekty napromieniowania lub konsekwencje powtarzających się małych dawek. Pojawiają się po kilku, kilkunastu latach i obejmują:

- zwiększoną zapadalność na nowotwory złośliwe, szczególnie białaczki i chłoniaki, raka tarczycy, nowotwory kości i mózgu; czas od napromieniowania do zachorowania na nowotwór wynosi zazwyczaj 20 lat, w przypadku białaczek 10 lat; względnie promieniowrażliwa jest również pierś, żołądek i jelito grube; ważną sprawą są nowotwory skóry, szczególnie czerniaki; typowym efektem napromieniania jest rak wrzecionowatokomórkowy
- przyspieszone starzenie się
- niepłodność (zazwyczaj przejściową)
- uszkodzenie genomu (zwiększona liczbę wad wrodzonych u dzieci)

- zaćmę.

Jak to działa na poziomie komórkowym? *Ex definitione* pierwszym etapem reakcji chemii radiacyjnej jest jonizacja przez oderwanie elektronu lub przyłączenie elektronu. Następnymi etapami są reakcje powstałych jonów z cząsteczkami środowiska. Najbardziej znaną reakcja jest radioliza wody – jonizacja:

- $H_2O + hv \rightarrow H_2O^+ + e^-$ lub wzbudzenie: $H_2O + hv \rightarrow H_2O^* \rightarrow H^* + O^*$

Jony H_2O^+ rozpadają się na jony i rodniki: H^+, OH^*, H^*, OH^*.

Rodniki OH* i atomy H* rekombinują tworząc albo z powrotem wodę, cząstki H_2 lub H_2O_2 lub – w większych stężeniach:

- $H_2O_2 + OH^* \rightarrow H_2O + HO_2$

Po długotrwałym naświetlaniu wody nastąpi także wydzielanie tlenu.

- radioliza wody →
- zmiany na poziomie molekularnym: enzymy, DNA, RNA →
- zmiany na poziomie subkomórkowym: błony, jądra komórkowe, chromosomy i na poziomie komórkowym: śmierć komórki lub utrata możliwości reprodukcji lub zmiana kodu genetycznego z ewentualnością metaplazji nowotworowej.

Możliwy jest oczywiście brak reakcji lub szybkie naprawienie efektu napromienienia

Dalsze zmiany są następujące:

- radioliza wody → zmiany na poziomie molekularnym: enzymów, DNA, RNA → zmiany na poziomie subkomórkowym: błony, jądro, chromosomy.

Na poziomie komórkowym: następują śmierć komórki lub utrata zdolności do podziału, lub zmiany w kodzie genetycznym z ostateczną metaplazją nowotworową

Oczywiście możliwy jest brak reakcji lub szybka naprawa efektów napromieniania.

Im prymitywniejszy organizm/tkanka tym większa oporność na promieniowanie, w razie atomowego bum! przeżyją nas króliki i wiewiórki, a niektóre bakterie na pewno…. Dla człowieka dawka pochłonięta 10 Sv dla człowieka jest śmiertelna zawsze. A taki *Micrococcus (Deinococcus) radiodurans* spokojnie przeżywa 5.000 Sv. Nawet po 15.000 Sv przeżywa 1/3 tych bakterii.

Tabela dawek (w milisivertach – mSv) (3)

Graniczne limity dawek:

- ogół populacji – 1 mSv
- narażenie zawodowe – 20 mSv
- w ratowaniu życia – 500 mSv

Dawki śmiertelne $LD^{30}/_{50}$ (*50% śmierci po 30 dniach*)

- bakterie - 5.000.000 mSv
- owady – 1.000.000 mSv
- nietoperze – 150.000 mSv
- ptaki – 10.000 mSv
- człowiek – 4.000 mSv

Bakterie ponad 1000 razy radiooporniejsze niż człowiek!!

Narażenia radiacyjne:

- Lot transatlantycki – 0.1 mSv
- Radioizotopy wł. ciała – 0.3 mSv
- Tło naturalne – 2 – 4 mSv
- Rtg klatki piersiowej – 0.1 - 0. 7mSv
- Zdjęcie kostne – do 1 mSv
- Badanie TK – 5 – 10 mSv
- Rok w kosmosie – 100 – 150 mSv
- Osoby, które przeżyły wybuch bomby w Hiroshimie – do 4.000 mSv
- Miejscowa radioterapia: do 100.000 mSv w masie guza.

Promieniowanie ze źródeł medycznych

Promieniowanie w medycynie pochodzi głównie z procedur radiologicznych, radioterapeutycznych i medycyny nuklearnej.

Dawki pochłonięte ze źródeł medycznych mogą wynosić od 5 μSv dla badania Rtg zęba aż do dawki 7 – 10 Sv rozłożonej na dwa miesiące w radioterapii onkologicznej. W uproszczeniu, klasyczne badanie rentgenowskie dostarcza dawkę pochłoniętą w zakresie od 5 μSv do 1 mSv, badanie TK od 1 – 10 mSv (w badaniach serca aż do 60), badania w medycynie nuklearnej 1 – 15 mSv. Szczegółowe dane są podane w tabeli poniżej. Bezpieczna dawka dla ogółu ludności wynosi 1 mSv/rok; nie

dotyczy to medycyny – tu nie ma ograniczenia – jeśli zdrowie pacjenta tego wymaga, należy jedynie utrzymywać możliwie niskie ryzyko (ALARA).

Czy działanie medyczne może wywołać raka? Po dekadach optymizmu, dziś z żalem pada odpowiedź „tak", przynajmniej dla wysokorozdzielczego TK klatki piersiowej, gdzie 1 na 1000 raków piersi może być wywołana przez tą procedurę, zwłaszcza u kobiet poniżej 40 r.ż. Podobne ryzyko istnieje dla mammografii, dlatego u młodych kobiet bez obciążającego wywiadu rodzinnego powinna być ona zastąpiona badaniem USG.

Dawki pochłonięte z procedur medycznych (Medical Physics Society)

Narażenie na promieniowanie pochodzące z medycznych procedur diagnostycznych (mSv)					
Rentgen		Skan TK (pełny)		scyntygrafia	
ręka/stopa	<0.01	Bar, doustnie	1.5	PET mózgu	1
Czaszka	0.01-0.03	TK głowy	2	Perfuzja płuc	2
Klp	0.02-0.04	Nerki	2.5	Przepływ wątrobowy	2.8
Zęby	0.02-0.09	Bar, lewatywa	7	kości	4.2
Kręgosłup	0.4-0.7	TK klp	8	Nerki	3.6-5.2
Mammogram	0.7	TK brzucha	10	Perfuzja mózgu	6.9
Miednica	0.7	TK miednicy	10	Serce	5.6-11.8
Biodro	0.8	Koronarografia	4.6-15.8	PET	14
J.brzuszna	1.2	Angioplastyka	7.5-57	Guz/zapalenie	18.5

Ochrona radiologiczna pacjenta

Za wyjątkiem niektórych procedur radiologii interwencyjnej efekty natychmiastowe nie pojawiają się; odległe nowotworzenie nie może być wykluczone w ok. 1‰ chorych po badaniu TK i mammografii, ale z reguły zabiera to 10 – 20 lat i trudno jest znaleźć przyczynę wywołującą. Miejscowe powikłania są dość częste po radioterapii, przeważnie bliznowate zmiany skórne, ale również regionalne zwłóknienia, np. pęcherza moczowego i ślinianek; powstanie wtórnego nowotworu

może mieć również miejsce, typowym nowotworem poradioterapeutycznym jest rak wrzecionowatokomórkowy skóry.

Nie istnieje próg co do zastosowań medycznych promieniowania, jednak powinna obowiązywać zasada ALARA (As Low As it is Reasonable Achievable) oraz kilka innych, szczegółowych zasad. Korzyści muszą przewyższać ryzyko.

Ochrona radiologiczna pacjenta – zalecenia szczegółowe

Ciąża – badania radiologiczne powinny być bezwzględnie unikane z wyjątkiem stanów nagłych; mogą one wywołać wady wrodzone u dziecka dopóki nie została ukończona organogeneza oraz uszkodzenia tkanek; w miarę możliwości powinno się osłaniać okolicę brzucha. Z tych samych powodów, jeśli nie są one konieczne, powinno się unikać badań w drugiej fazie cyklu menstruacyjnego u młodych kobiet w celu uniknięcia napromieniowania w przypadku nieznanej ciąży.

Przy wejściu do zakładu medycyny nuklearnej powinna być umieszczona informacja o konieczności zgłoszenia faktu ciąży lub karmienia piersią personelowi zakładu. Badań nie należy wykonywać w pierwszych 16 tygodniach ciąży, a jeżeli już później się robi (bo musi), dawka dla płodu nie może przekroczyć 5 mSv.

Po podaniu znacznika promieniotwórczego w celach diagnostycznych lub terapeutycznych należy stosować metody postępowania ograniczające gromadzene się znacznika w narządach i przyspieszających jego eliminację, najprostszym jest dużo pić i dużo siusiać (tzw. diureza wymuszona, skądinąd podstawowy patent w leczeniu kaca).

Pacjent powinien być precyzyjnie poinformowany o zasadach postępowania po badaniu, preferencyjnie na piśmie; po terapii izotopowej pisemna forma jest obowiązkowa. Ze względu na ochronę radiologiczną otoczenia aktywność radioizotopu terapeutycznego podawanego ambulatoryjnie nie powinna przekraczać 20 mCi (800 MBq).

W przypadku radiologii interwencyjnej z dawkami miejscowymi przekraczającymi 3 Gy, które mimo że rzadko, ale zdarzają się, pacjenci powinni być poddani kontroli przez 3 tygodnie.

Szczegółowe zalecenia - radioterapia

Radioterapia może spowodować mnóstwo powikłań, przykładowo:

- rumień skórny w miejscu napromienianym ma miejsce u wszystkich pacjentów, dotyczy to również błony śluzowej z wtórnymi infekcjami bakteryjnymi i grzybiczymi.

Radioterapia nowotworów krtani i jamy ustnej nieuchronnie prowadzą do zwłóknienia ślinianek z wtórną kserostomią, gwałtowną próchnicą i utratą wszystkich zębów w ciągu 4 lat.

Uszkodzenie oczu: oko jest narządem bardzo czułym na promieniowanie; zespół „suchego oka", czyli upośledzenie wydzielania łez to najłagodniejsze powikłanie; poradioterapeutyczna zaćma lub retinopatia są znacznie poważniejsze;
radioterapia nowotworów ginekologicznych nieuchronnie prowadzi do zwłóknienia pęcherza moczowego: pęcherz obkurcza się do zbiornika o pojemności ok. 100 ml powodując oczywiste problemy z mikcją.

Szczegółowe zalecenia - radioterapia – środki zaradcze

Większość z wymienionych powikłań jest nie do uniknięcia, jednak dostępne są pewne metody które im przeciwdziałają. W radioterapii odpowiednie osłony mogą zmniejszyć napromienienie zdrowych tkanek wokół guza.
W medycynie nuklearnej, np. przy leczeniu radiojodem, który może napromieniować ślinianki prowadząc do kserostomii, czyli suchości jamy ustnej – zaleca się picie kwaśnych płynów w celu zwiększenia wydzielania śliny i zapobiegnięcia zwłóknieniu gruczołów. W celu zapobiegania infekcjom stosuję się osłonę antybiotykową.

Ochrona radiologiczna personelu medycznego

Limit dawki pochłoniętej dla ogółu ludności wynosi 1 mSv na rok, dla pracowników medycznych 20 mSv na rok, dla osób <18r.ż. szkolących się w medycynie 6 mSv na rok.
Kontrolne badania okresowe powinny być wykonywane co 2 lata, łącznie z badaniem okulistycznym z lampą szczelinową w celu wczesnego wykrycia ewentualnej zaćmy.
Z odpowiednią ochroną praca jest bezpieczna. W ankiecie nt. długości życia brytyjskich lekarzy, radiolodzy w porównaniu z innymi specjalistami żyli dłużej o 3 lata, ze śmiertelnością z powodu nowotworów niższą o 29%! Hormeza istnieje? Albo spokojniejszy tryb życia w porównaniu do innych dziedzin medycznych.

Historia wypadków radiacyjnych: smutne opowieści o początkach

Historia używania promieniowania jonizującego przez człowieka jest krótka – 117 lat od czasu odkrycia promieni X przez W. Röntgena w 1895 roku, to również historia efektów ubocznych promieniowania: Röntgen przypadkowo oparzył swój palec w 1985 r., ale nie przypisał tego działania promieniowaniu. Maria Curie umarła z powodu popromiennego uszkodzenia szpiku kostnego, podobnie jak kilku jej uczniów. Na białaczkę zmarła jej córka Ireana Joliot-Curie, 10 lat po przypadkowej ekspozycji na promieniowanie alfa polonu-210.

Powszechna głupota związana z odkryciem radu-226, traktowanie go jako *panaceum,* leczeniem radem podawanym przez lewatywę, spożywaniem napojów (toników) zawierających rad w latach 20-tych XX wieku wywołała tysiące nowotworów. Niektórzy idioci pili to jako afrodyzjak. Słynna śmierć Ebena Byersa w 1932r. z powodu wielu nowotworów, który pił tzw. Radithor bez opamiętania, była krokiem milowym do zatrzymania tego szaleństwa.

Znany był przypadek '*Radium Girls'* – kobiet pracujących przy produkcji czarnych, radioluminescencyjnych (świecących w ciemności) zegarków dla wojska w 1917r. Kobiety te lizały szczotki w celu ich naostrzenia, po czym spożywały rad. Niektóre z nich malowały sobie palce i zęby, żeby ładnie świecić w ciemności. Niektóre umarły z powodu nowotworów żuchwy, pozostałe miały krwawienia z jamy ustnej i zmiany martwicze. Przeszły do historii, ponieważ pięć z nich pozwało korporację radową Stanów Zjednoczonych i wygrało! Był to początek ochrony radiologicznej w zawodach medycznych.

Miało to również wpływ na naukę. Model liniowy bezprogowy (LNT) promieniowania został zaproponowany przez Hermana Mullera w 1927r., zdobywcy Nagrody Nobla z 1946r. Dziś wszyscy wiemy, że LNT nie jest w pełni prawdziwy, ale wpłynął na wprowadzenie pierwszych progowych dawek promieniowania przez amerykańską agencję standardów (U.S. Bureau of Standards) w 1941r.

Główne wypadki radiacyjne

Najlepiej znany wypadek radiacyjny w elektrowni jądrowej to oczywiście katastrofa elektrowni w Czarnobylu w Związku Radzieckim (1986), na Zachodzie pożar elektrowni jądrowej w Windscale w Anglii (1986), w mniejszej skali w Three Mile Island, USA (1979), ostatni oczywiście w Fukushimie w Japonii (2011). Największa katastrofa radiacyjna w historii, w Kysztym/Czelabińsku-40 w Rosji jest opisana

poniżej. Mniejsze awarie w elektrowniach atomowych miały miejsce w: Idaho Falls (USA), japońska elektrownia w Tohaimura i Mihami, słowacka w Jaslovskich Bohunicach in 1977. Łącznie 20 większych i mniejszych zdarzeń w elektrowniach.
Wg. danych IAEA od pierwszego zdarzenia radiacyjnego z 1945 r. zmarło łącznie 97 ludzi, w efekcie bezpośredniego następstwa zdarzenia radiacyjnego: 51 po Czernobylu, 9 w innych wypadkach, 27 zmarło w dwóch katastrofach reaktorów jądrowych w rosyjskich łodziach podwodnych.
Odległe i/lub ukryte straty są nieznane. Po Czarnobylu mówi się o 4.000 dodatkowych przypadków raka, ciężko powiedzieć, jak temu zaufać. Ukraińskie i białoruskie statystyki są, powiedzmy, niepewne ;(Dobrze udokumentowane wydają się 33 przypadki późnej śmierci z powodu raka po pożarze w Windscale.

Wypadki z medycznymi źródłami promieniowania

W historii radioterapii odnotowuje się kilka przypadków śmiertelnych związanych z użyciem źródeł medycznych promieniowania: 11 osób w Saragossie (Hiszpania) w 1990r. i 13 w San Jose w Costa Rica (1996r.). Złe wyposażenie, słabo wyszkoleni technicy, zbyt wysoka dawka pochłonięta promieniowania … W Białymstoku, w 2001 5 pacjentek onkologicznych zostało przepromieniowanych, 3 zmarły.
Odrębnym zagadnieniem jest parada 5 idiotów nominowanych do nagrody Darwina, którzy umarli w tragikomicznych okolicznościach, przeważnie z powodu kradzieży źródeł promieniowania.
Łącznie to niezbyt wiele, w sumie 150 ostrych zgonów, w porównaniu z liczbą wypadków śmiertelnych na drogach w ciągu jednego weekendu w Europie. W największej katastrofie przemysłowej w historii świata, która miała miejsce w Bhopal w Indiach w 1984r. zginęło 20.000 ludzi z powodu zatrucia metyloizocyjankiem. W sumie zatrutych było 500.000 ludzi.
Niewiele wiemy o stratach w ludziach w rosyjskich/sowieckich wypadkach radiacyjnych, zwłaszcza o konsekwencjach Czelabinska-40.

Czelabinsk-40/Oziorsk/Kysztym

Stront-90 (T ½ = 28.8 lat) jak również cez-137 (T ½ =30.2 lat) to główni „bohaterowie” największej i mało znanej katastrofy radiacyjnej ludzkości, z całkowitą aktywnością uwolnioną do atmosfery ok. 50 – 100 x większą niż ta w Czernobylu.

Fabryka ”Majak” (‘Latarnia’) na Syberii w pobliżu tajnego miasta Czelabinsk-40 (od 1994r. Oziorsk) była częścią sowieckiego przemysłu atomowego. Produkowano i

wzbogacano w niej radioaktywny pluton. Do dziś jest ona częścią rosyjskiego przemysłu atomowego. Bomby atomowe nie są obecnie produkowane – przynajmniej tak twierdzą Rosjanie. Radioaktywne odpady pochodzące z tej fabryki przez dziesiątki lat zanieczyszczały obszar rzeki Tecza-Isiet'-Toboł o powierzchni min. 80.000 - 100.000 hektarów + okoliczne jeziora. Obecnie obszar ten jest uznawany za najbardziej skażony promieniotwórczo na Ziemi. Trwałemu skażeniu towarzyszyła seria przynajmniej trzech poważnych wypadków radiacyjnych.

Najpoważniejszy wypadek miał miejsce 29 września 1957r. Po awarii systemu chłodzącego nastąpił niejądrowy wybuch o sile odpowiadającej 0.8 kT TNT, z uwolnieniem do atmosfery radioizotopów o aktywności 2 MCi. Pół miliona ludzi zostało napromieniowanych, 200 zmarło; przy oczyszczaniu tego obszaru zrównano z ziemią 30 wiosek i miast. Oficjalnie. Rosjanie przyznali się do tego wypadku w 1992r., nieoficjalnie – uwzględniając efekty odległe w czasie, życie mogło stracić 10.000 ludzi. Amerykański CIA wiedział o tym od początku, ale nie ujawniał tego społeczeństwu, żeby nie wzbudzać radiofobii.

Jezioro Karaczaj

Jezioro Karaczaj (*Karachai*) w pobliżu Oziorska (Syberia) jest – obok chińskiego składowiska odpadów elektronicznych Guiyu – najbardziej zanieczyszczonym ekologicznie miejscem na Ziemi. Zawiera ono radioizotopy o aktywności 4.4 exabecquereli (1 EBq = 10^{18} czyli 1.000.000.000.000.000.000 Bq), ok. 80% z nich to cez-137, reszta to stront-90. Jest dziś częściowo wysuszone, ma jedynie 0.15 km^2. Śmierć w pobliżu jeziora następuje po ok. godzinie, z powodu ostrego zespołu popromiennego. Do jeziora od 1951r. intensywnie odprowadzano odpady radioaktywne z 'Majaka'. Po bardzo gorącym lecie w 1968 r. jezioro wyschło, a wiatr rozwiał pył radioaktywny po okolicy. Ok. pół miliona ludzi otrzymało łączną dawkę 185 petabecquereli (10^{15} Bq).

Katastrofa w Czarnobylu uwolniła do atmosfery aktywność ok. 10 exabecquereli, ale została ona rozrzucona na znacznie większym obszarze. Po katastrofie w 1968r. jezioro Karaczaj zostało wypełnione 100.000 betonowych bloków w celu powstrzymania dalszego rozprzestrzeniania promieniotwórczych odpadów.

Nominowani do nagrody Darwina czy parada idiotów

Głupota ludzka nie zna granic. Misją Nagrody Darwina jest: „W duchu Charles'a Darwina uczcić te jednostki, które chronią naszą wspólną bazę genów, ponosząc ofiarę z własnego życia. Zdobywcy Nagrody Darwina giną w niebywale idiotyczny sposób, podnosząc w ten sposób szanse na dłuższe przeżycie naszego gatunku". Poza nagrodą 'Golden Raspberry Award' dla najgorszych aktorów i Nagrody Ig Nobla Ig lub 'Złotej Pały' jest ona jedną z najlepiej znanych anty-nagród.
Dwa zdarzenia związane z promieniowaniem są najbardziej znane:

W brazylijskim mieście Goiania w 1984r. zamknięto miejscowy szpital, a jego budynek stał się oazą dla bezdomnych. Zapomniano o jednej rzeczy: zabraniu źródła promieniotwórczego cezu-137 z byłej kliniki radioterapii. W 1987r. dwóch zbieraczy złomu ukradło je i zaniosło do miejscowego skupu. Właściciel chciał nawet wykonać z cezu pierścionek dla swojej żony, ponieważ ładnie świecił w ciemności. Wskutek tego 46 osób zastało napromieniowanych, 4 zmarły. Podobny wypadek zdarzył się w Samum Prakarn (Tajlandia) w roku 2000.

Trzech podobnych idiotów w roku 1994 włamało się do głównego składowiska odpadów radioaktywnych w Tammik (Estonia); otaczający płot był niski i dziurawy, chociaż znaki ostrzegawcze wyraźnie widoczne
Szef grupy złodziei spokojnie schował stare źródło cezu-137 do kieszeni i zabrał do domu. Zmarł na ostry zespół popromienny, poprzedzony amputacją nogi. Podobnie jego pies. Jego syn stracił palec.

Jedyny do tej pory przypadek ostrego zespołu popromiennego w Polsce mógłby służyć za scenariusz do tragikomedii. 13 września 1965 r. pracownik budowlany Kazimierz Rybicki z elektrowni w Pątnowie ukradł źródło promieniotwórczego irydu-192, używane do kontroli jakości spawanych rur. Jego celem był Nobel. Miał sąsiada z 15 dzieci, każdego roku pojawiało się kolejne, człowiek był załamany. Pan Kazimierz postanowił mu pomóc. Nauczono go, że promieniotwórczość może spowodować niepłodność, więc postanowił ukraść źródło, jako swojego rodzaju środek antykoncepcyjny. Dla sąsiada. Szedł do swojego oddalonego o 20 km domu piechotą, ze źródłem w kieszeni spodni. Nim doszedł do domu, już miał silne poparzenia nogi. Zakopał więc źródło w norze królika, samemu udając się do miejscowego szpitala. W szpitalu wpadnięto w panikę, nikt nigdy nie widział tam ostrego zespołu popromiennego, bo skąd. Ostatecznie wylądował w wojskowym szpitalu uniwersyteckim w Łodzi , jedynym z odpowiednimi specjalistami,

jako pierwszy i jedyny do tej pory przypadek ostrego zespołu popromiennego w Polsce. Kiedy zobaczył lekarzy w mundurach, próbował ukryć się pod łóżkiem – myślał, że przyjechała policja, żeby go aresztować.

Przebieg choroby nie był łatwy. Pierwszym objawem była miejscowa martwica uda, moszny i prącia, doszło do przerwania tętnicy. Noga została cudem uratowana. Głębokie uszkodzenie szpiku trwało ok. miesiąca. Nic dziwnego, pochłonięta dawka promieniowania była taka jak u ludzi oddalonych o ± 300 m od Punktu Zero w Hiroshimie, białe krwinki i płytki krwi były na poziomie 20% normy. Łącznie przetoczono mu 50 litrów krwi, przebywał pół roku w szpitalu, kolejny rok był leczony ambulatoryjnie. Pacjent został trwale bezpłodny, oczywiście. Nie jego sąsiad.

Komentarz: przypadek Kazimierza R. w pewnym sensie był bezcenny dla polskiej i światowej medycyny. Ostry zespół popromienny II stopnia jest dziś rzadkością. Nauczyliśmy się, jak go leczyć - w sensie bardzo praktycznym. Przypadek ten okazał się być bardzo przydatny 21 lat później, w Czarnobylu. Podobne zdarzenie miało miejsce w 1996r. w Gilanie (Iran).

Wyzwania na przyszłość

Instalacje jądrowe były celem ataków militarnych 11 razy w historii. Dokonywała ich armia Iranu, Iraku, Izraela i USA. Najpoważniejszym był nalot powietrzny i zniszczenie irackiego reaktora jądrowego OSIRAK w 1981r., z poprawką 10 lat później. Nie miał on, o dziwo, ważniejszych radiacyjnych konsekwencji środowiskowych. Przyszłość pokaże, co będzie następne.

Wyzwania na przyszłość – „brudna bomba”

Kolejna sprawa to tzw. „brudna bomba”. Jest ona - póki co w sferze spekulacji, dzięki Bogu – radiologiczną bronią łączącą konwencjonalny wybuch i radioaktywny materiał. Bum! Materiał promieniotwórczy rozrzucony. Ryzyko radiacyjne niskie, szkody psychologiczne niebotycznie wysokie! Fakt, że zostały one do tej pory użyte jedynie dwa razy – obydwa przypadki w Rosji – pozostaje kolejnym cudem. W 1995r. Czeczeńscy terroryści umieścili brudną bombę zawierającą cez-137 w Parku Izmaiłowskim w Moskwie. Bomba została w porę rozbrojona. Drugi przypadek znalezienia brudnej bomby – wykonanej przez tych samych bojowników – miał miejsce w 1998r. w pobliżu czeczeńskiego miasta Argun - również rozbrojono ją. Cztery inne przypadki zostały w porę powstrzymane przez służby ochrony Ukrainy,

Wielkiej Brytanii i USA na wczesnym etapie, tak przynajmniej poinformowano opinię publiczną.

Ryzyko pochodzi z wielu stron. Przykładowo, w byłym Związku Radzieckim mnóstwo cezu-137 (T1/2 = 30 lat) jest pozostawione w tzw. napromiennikach w byłych kołchozach. Sowieci mieli dziwny pomysł, by napromieniać nasiona, żeby uzyskać lepsze zbiory. W 'brudnej bombie' z 1995r. skradziony cez-137 pochodził właśnie z takiego napromiennika.

Uwagi podsumowujące

W codziennym życiu, w zwyczajnych okolicznościach, promieniowanie jonizujące nie wywiera większego wpływu na nasze życie. 10% nowotworów jest wtórna do promieniowania jonizującego pochodzącego z naturalnego tła, z promieniowania kosmicznego, a także UV i jest prawdopodobnie nie do uniknięcia.

Jednakże, w niektórych dziedzinach medycyny podstawowa wiedza o naturze promieniowania i jego efektach jest konieczna, z dwóch powodów:

- właściwej ochrony pacjentów poddawanych leczniczemu napromienianiu
- świadomości potencjalnych szkód w przypadku wypadków nuklearnych na mikroskalę (np. idioci wspomniani wyżej) lub makroskalę jak Czarnobyl; w takich wypadkach ludzie zgłoszą się o poradę do osób zajmujących się ochroną zdrowia i powinni otrzymać jakąś odpowiedź.

Rozdział 5. Pytania kontrolne i egzaminacyjne

Rolą studenckiego życia jest podobno: zakuć, zaliczyć, zapić, zapomnieć…, nie - nie zapomnieć, coś zwykle w głowie pozostaje, sam byłem kiedyś studentem. Prawdopodobieństwo, że w życiu zawodowym fizyka medycznego wylądujecie w jakimś zakładzie medycyny nuklearnej jest w Polsce nie jest wielkie, ale - w roli szefa Zakładu Medycyny Nuklearnej GUMed. w życiu zatrudniałem czterech takich delikwentów (dwóch wpuściłem na Studium Doktoranckie, innych dwóch fizyków zatrudniłem i wylałem, życie jest dynamiczne. Mam dla Was zarezerwowane przynajmniej jedno miejsce na Studium Doktoranckim Wydziału, tyle dobrego. *Ergo:* coś z medycyny nuklearnej powinniście umieć. Lista podstawowych pytań kontrolnych/egzaminacyjnych poniżej.

Teoria, podstawy i aparatura

1. Wymień i scharakteryzuj rodzaje promieniowania jonizującego stosowanego w medycynie nuklearnej.
2. Rodzaje aparatury stosowanej w medycynie nuklearnej.
3. Co to jest gammakamera?
4. Co to jest aparatura hybrydowa?
5. Budowa głowicy gammakamery.
6. Budowa fotopowielacza, jego rola w detekcji promieniowania jonizującego.
7. Kolimatory gammakamer: sens zastosowania, budowa, zastosowania, zalety i wady; kolimatory równoległe, zbieżne, rozbieżne, *pinhole.*
8. Pojęcie okna energetycznego i fotoszczytu;, ich rola w eliminacji rozproszenia komptonowskiego.
9. Ręczne sondy scyntylacyjne: budowa i zastosowanie.
10. Aparatura dozymetryczna w medycynie nuklearnej.
11. Postępowanie w przypadku rozlania radioizotopu i innych awarii radiacyjnych.

Radioizotopy i radiofarmaceutyki

1. Sposoby wytwarzania radioizotopów.
2. Budowa generatora technetowego.
3. Charakterystyka fizykochemiczna:

- jodu-131
- technetu-99m
- fluoru-18
- strontu - 89.

4. Metody kontroli jakości radiofarmaceutyków.
5. Co to jest czystość radiochemiczna?

Zastosowania kliniczne

1. Różnice miedzy badaniem statycznym i dynamicznym w medycynie nuklearnej.
2. Wskazania do scyntygrafii tarczycy.
3. Przyczyny nieuwidocznienia się tarczycy w badaniu scyntygraficznym.
4. Wskazania do i wykonanie scyntygrafii przytarczyc.
5. Co to jest jodochwytność, sposób jej badania?
6. Scyntygrafia kośćca – wskazania, wykonanie, znaczenie wyniku, możliwości błędów.
7. Wymień badania radioizotopowe przewodu pokarmowego.
8. Wskazania do scyntygrafii płuc i sposób jej wykonania. Powikłania scyntygrafii płuc.
9. Wskazania do scyntygrafii perfuzyjnej mięśnia sercowego i sposób jej wykonania.
10. Testy farmakologiczne w medycynie nuklearnej.
11. Pojęcie ‘węzła wartownika’ i radioizotopowe metody jego wykrywania.
12. Wymień badania radioizotopowe nerek, scharakteryzuj sposób ich wykonania.
13. Wymień badania radioizotopowe układu nerwowego.
14. Wymień przyczyny niepowodzenia tomograficznego badania przepływu mózgowego krwi.

Terapia radioizotopowa

1. Wymień rodzaje terapii radioizotopowej
2. Wskazania do radiojodoterapii tarczycy
3. Czynniki wpływające na wyznaczenie dawki terapeutycznej radiojodu.
4. Wskazania ochrony radiologicznej dla pacjenta i jego otoczenia po terapii radioizotopowej.

5. Wskazania i przeciwwskazania do radioizotopowego leczenia przerzutów nowotworowych do kości.
6. Synowiorteza radioizotopowa – wskazania i sposób wykonania.

Pozytonowa tomografia emisyjna (PET)

1. Antymateria: interakcja elektron-pozyton.
2. Wymień radioizotopy stosowane w PET.
3. Budowa skanera PET/TK.
4. Dlaczego PET jest przełomem w odniesieniu do konwencjonalnej medycyny nuklearnej?
5. Aparatura hybrydowa: PET/TK i PET/MRI – zalety i wady.
6. Budowa cyklotronu.
7. Co to jest dyspenser?
8. Zalecenia dla pacjenta przed i po wykonaniu badania PET.
9. Zagadnienia logistyczne i ekonomiczne diagnostyki PET; dlaczego jest to tak drogie?
10. Przyczyny stosowania, wady i zalety mobilnego PET.

Kontrola jakości w medycynie nuklearnej

1. Wymień najważniejsze testy kontroli jakości w medycynie nuklearnej.
2. Scharakteryzuj pojęcia jednorodności wewnętrznej i zewnętrznej.
3. Korekta pochłaniania, korekta rozpraszania.
4. Co to jest liniowość?
5. Omów źródło płaskie stałe i płynne
6. Co to jest fantom sztabkowy?
7. Co to jest fantom Jaszczaka?
8. Specyfika kontroli jakości aparatów PET/TK.

Artefakty i warianty

1. Wymień najważniejsze warianty anatomiczne mogące utrudnić wykonanie lub interpretację badania radioizotopowego.
2. Najważniejsze przyczyny błędów wykonania badania radioizotopowego. I metody ich korygowania.

Ochrona radiologiczna w medycynie nuklearnej

1. Podaj jednostki fizyczne stosowane w ochronie radiologicznej.
2. Podaj wysokość dopuszczalnej dawki pochłoniętej dla personelu medycznego, pacjentów i ich otoczenia.
3. Czynniki ryzyka radiologicznego w medycynie nuklearnej, z rozbiciem na poszczególne pracownie standardowego zakładu.
4. Metody ograniczania wysokości dawki pochłoniętej dla personelu i dla pacjentów.
5. Zalecenia ochrony radiologicznej dla pacjentów po wykonaniu badania radioizotopowego.