

Badanie własności kolimatorów gamma kamery przy wykorzystaniu źródeł: Co-57, Ba-133 i Cs-137

Urszula Kaźmierczak, Zygmunt Szepliński

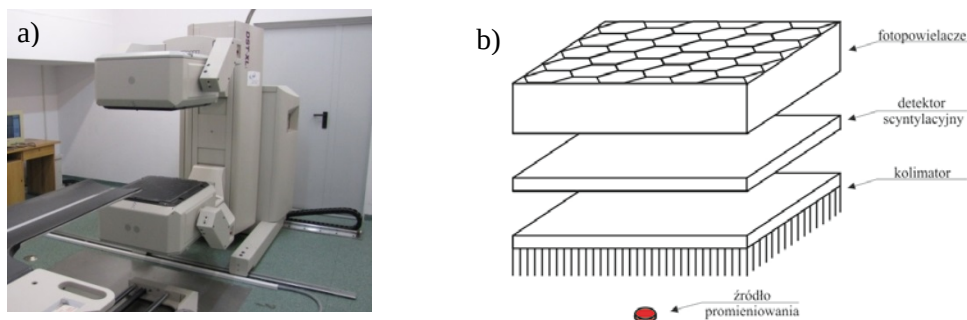
Celem ćwiczenia jest zapoznanie się z podstawami obsługi gamma kamery oraz zbadanie charakterystyki dostępnych kolimatorów. W ramach zajęć zmierzone zostaną projekcje punktowych źródeł promieniowania: ^{57}Co , ^{133}Ba i ^{137}Cs oraz źródła objętościowego ^{57}Co . Przeprowadzone zostaną również badania zależności rozkładu szerokości połowkowych w funkcji odległości wybranego źródła od detektora.

Wstęp

Medycyna nuklearna jest specjalnością medyczną pozwalającą na uzyskiwanie informacji o funkcjonowaniu i strukturze narządów wewnętrznych, bez konieczności interwencji chirurgicznej. Stosowane w niej metody są bezbołowe i należą do jednych z najbezpieczniejszych metod diagnostycznych. Ze względu na swoją wysoką czułość umożliwia ona wykrycie nawet małych zmian, pojawiających się już w początkowej fazie choroby. Odpowiednia aparatura, wykorzystywana w medycynie nuklearnej, rejestruje niewielkie ilości promieniowania jonizującego, emitowanego z wprowadzanych do ciała pacjenta radiofarmaceutyków - substancji, które preferencyjnie wchłaniane są przez interesujące lekarza organy wewnętrzne, kości lub tkanki. Najczęściej wykorzystywane są radiofarmaceutyki emitujące promieniowanie γ , które następnie rejestrowane jest przez gamma kamerę.

1. Budowa gamma kamery

Gamma kamera rejestruje promieniowanie wysyłane przez obecne w ciele pacjenta atomy promieniotwórcze i dzięki odpowiedniemu oprogramowaniu umożliwia tworzenie przestrzennych obrazów badanych organów. Jej podstawowym elementem budowy jest komora scyntylacyjna przymocowana do ruchomego ramienia (ang. gantry) obracającego się nad pacjentem. Każda głowica gamma kamery składa się z kolimatora, kryształu scyntylatora NaI(Tl), układu fotopowielaczy i stowarzyszonej z nimi elektroniki, której sygnały wysyłane są do układu wyświetlającego obraz. Zdjęcie kamery GE Healthcare SMV DST-XLi znajdującej się w pracowni obrazowania medycznego oraz schemat budowy jednej z jej głowic przedstawiono na rys. 1. Poniżej omówione zostaną najważniejsze elementy składowe tego urządzenia.



Rys. 1. Gamma kamera dostępna w pracowni obrazowania medycznego (a) oraz schemat budowy jednej z jej głowic (b).

1.1. Kolimatory

W celu obrazowania narządów wewnętrznych konieczne jest posługiwanie się odpowiednią techniką pomiarową. Promieniowanie emitowane z narządu, do którego dotarł radiofarmaceutyk, rozprzestrzenia się we wszystkich kierunkach i w związku z tym konieczne jest zainstalowanie kolimatora przed detektorem promieniowania, który zdefiniuje wiązkę wychodzącą z badanego miejsca, wewnątrz zadanego kolimatorem kąta bryłowego. Kolimacja jest niezbędna w celu wykluczenia detekcji promieniowania spoza pola naszego zainteresowania.

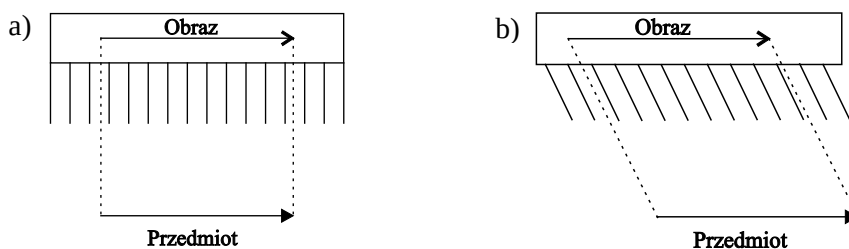
Sam kolimator jest metalową konstrukcją z układem szczelin lub otworów. Ze względu na efektywną absorpcję fotonów jest on przeważnie wykonany z ołowiu lub wolframu. Konsekwencją zamontowania go bezpośredniego przed kryształem scyntylacyjnym, jest „obserwacja” przez kolejne fragmenty scyntylatora poszczególnych punktów źródła. Aby zapewnić odwzorowanie całego pola widzenia gamma kamery, kolimatory posiadają setki ułożonych blisko siebie otworów. Dodatkowo, dla lepszego wypełnienia obszaru kryształu scyntylatora, zamiast otworów okrągłych stosowane są otwory o przekroju sześciokątnym. Z tego samego względu w gamma kamerach wykorzystywane są również fotopowielacze o obudowie heksagonalnej.

Kolimatory różnią się między sobą w budowie m.in.: grubością samego kolimatora jak i liczbą, rozmiarem oraz rozmieszczeniem i orientacją otworów. Wybór odpowiedniego kolimatora w znacznym stopniu zależy od energii rejestrowanych fotonów. Ważnym parametrem charakteryzującym kolimator jest grubość ścianki rozdzielającej otwory, czy tzw. septa, zapobiegająca przenikaniu fotonów z jednego otworu do drugiego. Podczas rejestracji wysokoenergetycznych fotonów septa powinna być znacznie grubsza niż w przypadku fotonów niskoenergetycznych. Niewłaściwy wybór kolimatora może skutkować rozmyciem rejestrowanego obrazu lub zmniejszoną czułością kamery.

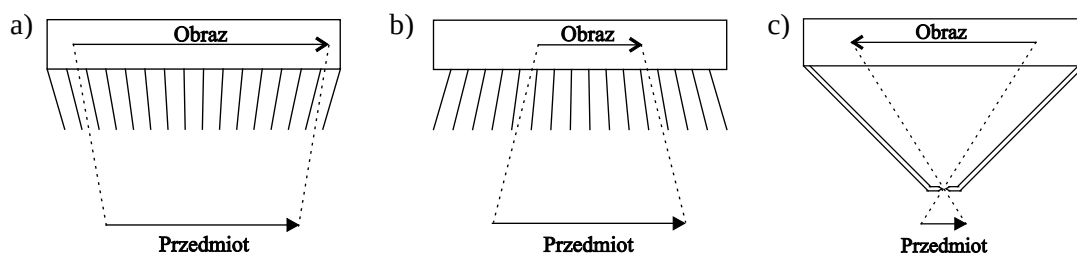
W użyciu jest pięć podstawowych typów kolimatorów, które ze względu na orientację i rozmieszczenie otworów można podzielić na:

- kolimatory ze szczelinami wydrążonymi równolegle: proste lub ze szczelinami ukośnymi,
- kolimatory ze szczelinami wydrążonymi pod kątem: kolimatory zbieżne i rozbieżne,
- kolimatory typu pin-hole.

Powyżej wymienione kolimatory oraz zasady rejestracji w nich obrazu przedstawiono na rys. 2 i 3. W diagnostyce najczęściej jednak wykorzystywany jest kolimator prosty z kanałami równoległymi. Na pracowni obrazowania medycznego dostępne są dwa jego typy: Low Energy Ultra High Resolution (LEUHR-140) oraz Medium Energy All Purpose (MEAP-300).



Rys. 2. Kolimatory z równoległymi szczelinami: kolimator prosty (a), kolimator ze szczelinami ukośnymi (b).



Rys. 3. Kolimatory ze szczelinami wydrążonymi pod kątem: kolimator zbieżny (a), kolimator rozbieżny (b), oraz kolimator typu pin-hole (e).

1.2. Kryształy scyntylacyjne

Kolejnym ważnym elementem budowy gamma kamery jest kryształ scyntylatora. Pochłania on energię promieniowania gamma i emituje światło widzialne. Rozmiar kryształu scyntylacyjnego zależy od przeznaczenia kamery. Typowe kryształy wykorzystywane w gamma kamerach mają postać dysków o średnicy 40 – 50 cm. W niektórych kamerach, dla powiększenia pola obrazu wykorzystywane są również kryształy o powierzchniach kwadratowych. Na ogół grubość scyntylatora wynosi ok. 13 mm i jest odwrotnie proporcjonalna do wewnętrznej zdolności rozdzielczej kamery scyntylacyjnej.

1.3. Fotopowielacze i układ elektryczny

Fotopowielacze zmieniają strumień fotonów, emitowany przez scyntylator, na odpowiednio wzmocnione impulsy elektryczne. Te z kolei przesyłane są do układu elektrycznego gamma kamery. Ostatecznie, w wyniku rejestracji kwantów γ przez wyżej opisany układ kolimatora i scyntylatora, na wyjściu z zespołu fotopowielaczy wysyłane są trzy impulsy: sygnał proporcjonalny do energii zarejestrowanego kwantu gamma, oraz dwa sygnały opisujące położenie scyntylacji – wzdłuż osi poziomej X i osi pionowej Y. Otrzymywany obraz rozkładu emitowanych kwantów γ rejestrowany jest w formie cyfrowej, a dane przechowywane są w komputerze w celu dalszej ich obróbki.

1.4. Pozostałe elementy

Do obsługi gamma kamery przeznaczona jest specjalna konsola sterująca, składająca się z dotykowego monitora, klawiatury oraz trackball. Do systemu gamma kamery podłączony jest również drugi monitor. Wyświetla on jednak jedynie dokładnie takie same komunikaty jak konsola sterująca. Uzupełnieniem kamery jest ruchome łóżko pacjenta. Do precyzyjnego poruszania głowicami gamma kamery oraz łóżkiem pacjenta, bezpośrednio nad detektorami dostępny jest pilot zdalnego sterowania. Powyżej wymienione elementy przedstawiono na rys. 4.

Urządzenie obsługuje również stacja robocza z systemem do obrazowania medycznego - Xeleris Functional Imaging Workstation. Podczas pracy z gamma kamerą wymagana jest odpowiednia temperatura i nawilżenie powietrza, dlatego w pomieszczeniu musi znajdować się klimatyzacja oraz nawilżacz.



Rys. 4. Konsola sterująca gamma kamery (a), ruchome łóżko pacjenta (b) oraz pilot zdalnego sterowania gamma kamerą (c) dostępne w pracowni obrazowania medycznego [1].

2. Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów

Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów (SPECT) wykonywana jest przy użyciu głowic gamma kamery obracających się wokół pacjenta. Ponieważ detektory scyntylacyjne zbierają jednocześnie informacje z dużej powierzchni badanego narządu, dane są raczej rzutami objętościowymi niż liniowymi danego przekroju. Pozwala to wykonać rekonstrukcję obserwowanego rozkładu radiofarmaceutyku w przekrojach: poprzecznym (axial), strzałkowym (sagittal) lub wieńcowym (coronal) przez tkankę lub narząd.

W pomiarach standardowo stosowana jest technika step-and-shoot. Kamera ustawiana jest pod pewnym kątem względem źródła promieniowania i przez określony czas projekcji zbiera dane, a następnie przechodzi do kolejnego ustawienia kątownego. Przeprowadzenie sekwencji takich pomiarów pozwala, podczas analizy wyników, na oglądanie ich w modzie kinowym, tzn. można oglądać kolejne projekcje jedna po drugiej, w odpowiednim tempie, co stwarza wrażenie obrazu filmowego.

3. Parametry mające wpływ na jakość rejestrowanego obrazu

Istotnymi parametrami jakościowymi uzyskiwanego obrazu są: kontrast, przestrzenna zdolność rozdzielcza oraz szum w obrazie. Poniżej zostaną przedstawione podstawowe informacje dotyczące powyższych atrybutów.

3.1. Kontrast

Radiofarmaceutyk podany pacjentowi wchłania się w różny sposób w badanym narządzie, tworząc w ten sposób kontrast. Parametr ten zależy więc od pacjenta, a ściślej od poziomu absorpcji substancji promieniotwórczej w badanym organizmie.

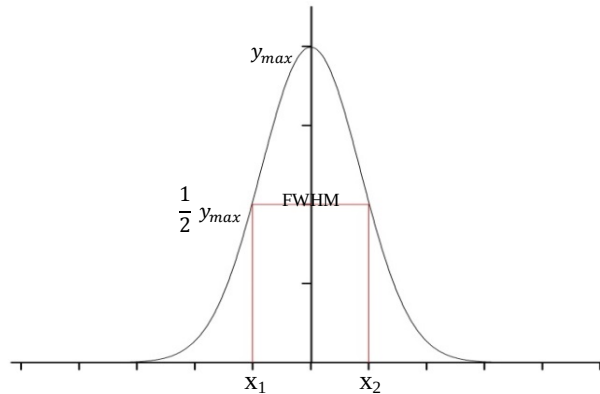
Im większy kontrast, tym łatwiej jest wykryć źródło promieniowania i stwierdzić obecność ewentualnych uszkodzeń w obserwowanym organie. Kontrast C możemy zdefiniować następująco:

$$C = \frac{C_A - C_N}{C_N}, \quad (1)$$

gdzie C_A i C_N oznaczają koncentrację radiofarmaceutyku odpowiednio w anormalnej i normalnej tkance.

3.2. Przestrzenna zdolność rozdzielcza

Przestrzenną zdolność rozdzielczą wyrażamy przez szerokość rozkładu obrazu punktowego źródła w połowie jego wysokości (ang. FWHM – full width at half maximum), tj. odległość między punktami odpowiadającymi połowie wysokości funkcji punktowego rozmycia. FWHM pozwala na ocenę, ile milimetrów zajmie obraz punktu, przy czym przestrzenny rozkład natężenia wokół niego jest krzywą dzwonową (z dobrym przybliżeniem gaussowską). Ideę FWHM zobrazowano na rys. 5.



Rys. 5. Definicja szerokości połówkowej.

W jaki sposób można wyznaczyć FWHM?

Funkcję odpowiedzi na punktowe źródło promieniowania, ze względu na jej charakter odpowiadający w przybliżeniu funkcji Gaussa można opisać następująco:

$$f(x) \approx \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right) \quad (2)$$

FWHM z definicji jest szerokością powyższego rozkładu w połowie jego wysokości, czyli odległością pomiędzy punktami x_1 i x_2 (patrz rys. 4). Dla unormowanego rozkładu Gaussa wartość maksymalna wynosi 1, w związku z czym szukając wartości odpowiadających połowie wysokości takiego rozkładu należy rozwiązać następujące równanie:

$$\exp\left(-\frac{x_0^2}{2\sigma^2}\right) = \frac{1}{2} \Rightarrow -\frac{x_0^2}{2\sigma^2} = -\ln(2) \quad (3)$$

Wykonując kolejne przekształcenia można otrzymać:

$$x_0 = \pm \sigma \sqrt{2 \ln(2)} \quad (4)$$

Powyższe rozwiązanie pozwala wyznaczyć zależność pomiędzy szerokością połówkową FWHM, a odchyleniem standardowym σ rozkładu funkcji odpowiedzi na punktowe źródło promieniowania:

$$\text{FWHM} = x_2 - x_1 = 2\sigma \sqrt{2 \ln(2)} \approx 2,35 \sigma \quad (5)$$

3.3. Szum w obrazie

Szum statystyczny w obrazie zdefiniowany jest przez pierwiastek z zarejestrowanej liczby fotonów w każdym cm^2 badanego obiektu. Wpływ szumu można zatem zredukować zwiększając liczbę rejestrowanych kwantów γ . Wymagana liczba zliczeń zmienia się w zależności od typu przeprowadzanego badania, jednak średnio wynosi ona około $1000 \text{ impulsów/cm}^2$.

4. Aktywność źródła promieniotwórczego

Aktywność źródła jest miarą ilości substancji promieniotwórczej. Jest ona zdefiniowana przez liczbę rozpadów radioaktywnych danej próbki na sekundę. Jej jednostką jest bekerel (od nazwiska Henri Becquerela, który za odkrycie promieniotwórczości naturalnej otrzymał wraz z małżonkami Curie w 1903 roku Nagrodę Nobla z fizyki):

$$1 \text{ Bq} = 1 \frac{\text{rozpad}}{\text{s}}$$

Starszą jednostką jest kiur (oznaczany jako Ci, od nazwiska Marii Skłodowskiej-Curie) zdefiniowany w przybliżeniu aktywnością 1 g radu-226:

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq} = 37 \text{ GBq}$$

Aktywność jednostki masy, objętości lub powierzchni emitujących promieniowanie nazywamy jej aktywnością właściwą.

Wysoka wartość kontrastu i dobra przestrzenna zdolność rozdzielcza nie wystarczają do odpowiedniej percepcji obrazu. Zależy ona również od całkowitej liczby fotonów rejestrowanych w badaniu - im większe natężenie kwantów γ tym mniejszy jest szum statystyczny obrazu. Liczbę rejestrowanych fotonów można zwiększyć wydłużając czas pojedynczej projekcji lub podając pacjentowi farmaceutyk o większej aktywności, oczywiście stosując się do zasady ALARA (ang. As Low As Reasonable Achievable - Tak mało, jak to jest rozsądnie możliwe do osiągnięcia).

Oczywiście im większą aktywność ma dane źródło lub dłuższy jest czas ekspozycji, tym większą dawkę promieniowania otrzymujemy podczas badania. Dla mieszkańca Polski średnia roczna dawka od promieniowania naturalnego wynosi ok. 2,5 mSv. Dla porównania w tabeli 1 przedstawiono uśrednione wartości dawek efektywnych otrzymanych przez dorosłych pacjentów poddanych różnym badaniom tomografii komputerowej w Polsce [2].

Tabela 1. Średnie dawki efektywne otrzymane przez pacjentów poddanych różnego typu badaniom tomografii komputerowej w 2010 r.

Rodzaj badania TK	Dawka efektywna [mSv]
Brzucha	27
Klatki piersiowej	13,1
Szyi	6,7
Głowy	1,8
Zatok	0,7

Zadanie do wykonania przed przystąpieniem do ćwiczenia

Zapoznać się zarówno z procedurami włączenia i wyłączania gamma kamery oraz wymiany kolimatorów opisanymi w instrukcji obsługi gamma kamery, jak również z pozostałymi instrukcjami i zasadami BHP obowiązującymi na Pracowni Obrazowania Medycznego [3]. Sprawdzić czasy połowicznego rozpadu oraz energie emitowanych kwantów γ dla następujących pierwiastków: ^{57}Co , ^{133}Ba i ^{137}Cs .

Wykonanie ćwiczenia

1. Przed wykonaniem pomiarów mających na celu wyznaczenie FWHM dostępnych kolimatorów gamma kamery należy zapoznać się z parametrami ustalonymi podczas badania oraz ich wpływem na jakość rejestrowanego obrazu.
 - 1.1. Należy zmierzyć wymiary objętościowego źródła ^{57}Co , dostępnego w pracowni obrazowania medycznego oraz wyznaczyć jego aktywność w chwili wykonywania pomiarów.
 - 1.2. Przy wykorzystaniu powyższego źródła oraz instrukcji obsługi gamma kamery, dostępnej w pracowni, należy przeprowadzić pomiary, w których zmiennymi będą:
 - czas projekcji,
 - liczba projekcji,
 - kształt trajektorii ruchu detektorów.
 - 1.3. Po zakończeniu pomiarów, korzystając z oprogramowania Xeleris, dostępnego na stacji roboczej, należy przeprowadzić rekonstrukcję SPECT uzyskanych projekcji i ustalić wpływ zmienianych parametrów na zrekonstruowany obraz źródła objętościowego.
2. Wybierając optymalne parametry projekcji przeprowadzić serię kilku pomiarów dla wybranego źródła punktowego w funkcji jego odległości od detektorów gamma kamery.
3. Powtórzyć serię pomiarów z tym samym źródłem punktowym dla innego kolimatora gamma kamery.
4. Za pomocą programu Xeleris wykonać rekonstrukcje obrazów wszystkich zmierzonych projekcji.
5. Przeprowadzić analizę wpływu zmienianych parametrów projekcji na jakość zrekonstruowanego obrazu oraz wyznaczyć zależności zdolności rozdzielczych badanych kolimatorów w funkcji odległości źródła od detektorów gamma kamery.

Bibliografia

[1] Instrukcja obsługi gamma kamery DST-XLi, dostępnej w pracowni obrazowania medycznego.

[2] J. Domienik, M. Zmyślony, *Ocena dawek otrzymywanych przez pacjentów poddanych badaniom tomografii komputerowej*, Medycyna Pracy 2012;63(6):629–635.

[3] Instrukcje i zasady BHP [dostęp: 15-06-2015], dostępne online:
[http://www.fuw.edu.pl/~bbrzozow/FizMed/LOB/Wpisy/2015/6/15 Zajecia dydaktyczne.html](http://www.fuw.edu.pl/~bbrzozow/FizMed/LOB/Wpisy/2015/6/15_Zajecia_dydaktyczne.html)

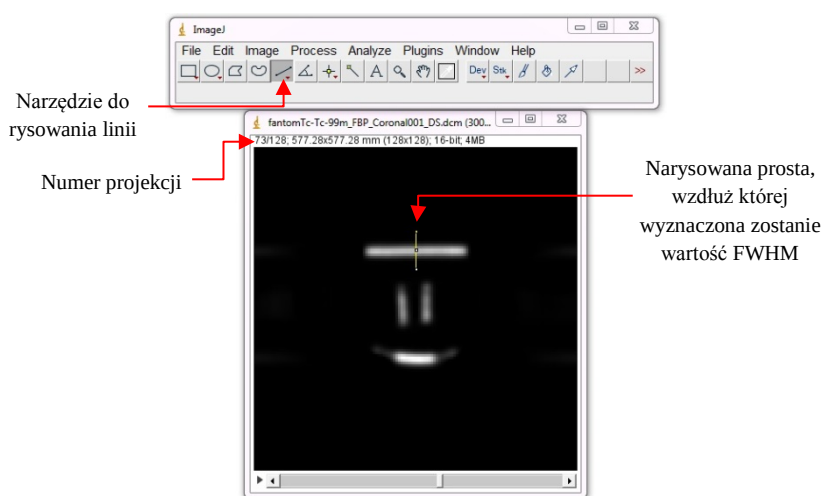
Dodatek

Analiza obrazu za pomocą programu ImageJ

Program ImageJ jest pakietem typu open source, napisanym w języku Java i powstałym w dużej mierze z myślą o przetwarzaniu obrazów medycznych. Aby wczytać obraz do programu wystarczy wybrany plik „przeciągnąć” do okienka ImageJ. Oglądany obraz można powiększać i pomniejszać za pomocą przycisków „+” i „-” na klawiaturze lub za pomocą ikony lupy w programie.

Pomiar szerokości połówkowej w programie ImageJ

1. Wybrać odpowiednią projekcję i za pomocą narzędzia do rysowania linii zaznaczyć na obrazie przebieg wybranego profilu.



2. Z menu Analize wybrać Plot Profile. Program wykreśli zależność „stopnia szarości” od odległości mierzonej wzdłuż wybranego profilu.
3. Pod powstałym wykresem wcisnąć „copy”, w celu skopiowania wartości punktów z wykresu. Następnie z menu Analize wybrać Tools i Curve Fitting.
4. Wkleić skopiowane dane do nowo otwartego okna programu oraz z rozwijalnej listy wybrać „Gaussian” i wcisnąć „Fit”.
5. Parametr „d” dopasowanej krzywej Gaussa odpowiada odchyleniu standardowemu, zaś $FWHM \approx 2,35 \sigma$ (patrz str. 5 niniejszej instrukcji).

