

# Gammakamera jako medyczne urządzenie diagnostyczne

Autor:  
Łukasz Fura  
nr albumu: 251687

# Spis treści

1	Wstęp . . . . .	2
2	Działanie i budowa gammakamery . . . . .	2
2.1	Kolimatory . . . . .	4
2.2	Układ detekcyjny . . . . .	6
3	Parametry rejestracji obrazu . . . . .	8
3.1	Liczba kroków . . . . .	9
3.2	Czas pomiaru . . . . .	11
3.3	Matryca . . . . .	12
3.4	Trajektoria ruchu głowicy . . . . .	14
4	Parametry jakościowe uzyskiwanych obrazów . . . . .	15
4.1	Kontrast . . . . .	15
4.2	Przestrzenna zdolność rozdzielcza . . . . .	16
4.3	Szum . . . . .	16
5	Fantom . . . . .	16
5.1	Budowa fantomu . . . . .	17
5.2	Wyznaczenie przestrzennej zdolności rozdzielczej . . . . .	19
6	Podsumowanie . . . . .	21
	<b>Bibliografia</b>	<b>22</b>

# 1 Wstęp

Medycyna nuklearna to specjalność medyczna zajmująca się leczeniem oraz diagnozowaniem chorób za pomocą izotopów promieniotwórczych. Przy pomocy metod diagnostycznych medycyny nuklearnej możemy uzyskać informację o funkcjonowaniu (przepływie, zdolności gromadzenia) i morfologii (wielkości, położeniu, kształcie, strukturze) narządów wewnętrznych. Jest to możliwe poprzez rejestrację promieniowania jonizującego wydobywającego się z ciała pacjenta, w skutek wcześniejszego podania radiofarmaceutyka. Jest to substancja zawierająca izotop promieniotwórczy, wchłaniany przez określone organy wewnętrzne, kości lub tkanki zawierającej izotop promieniotwórczy. Jednym z rodzajów aparatury wykorzystywanej w diagnostyce z dziedziny medycyny nuklearnej jest gammakamera, rejestrująca promieniowanie  $\gamma$  [1], [2], [3].

W ramach uczestniczenia w XI Ogólnopolskich Warsztatach Akceleracji i Zastosowań Ciężkich Jonów, organizowanym przez Środowiskowe Laboratorium Ciężkich Jonów (ŚLCJ) w Warszawie, odbyłem pięciodniowe laboratoria z zakresu obsługi gammakamery wraz z Adą Rynkiewicz oraz Damianem Grzeszczakiem, pod nadzorem mgr Urszuli Kaźmierczak oraz dr. hab. Zygmunta Szeflińskiego. Część uzyskanych wyników oraz wiedzy pozwolę sobie przedstawić w tym opracowaniu. Przyjrzyjmy się bliżej działaniu oraz budowie gammakamery.

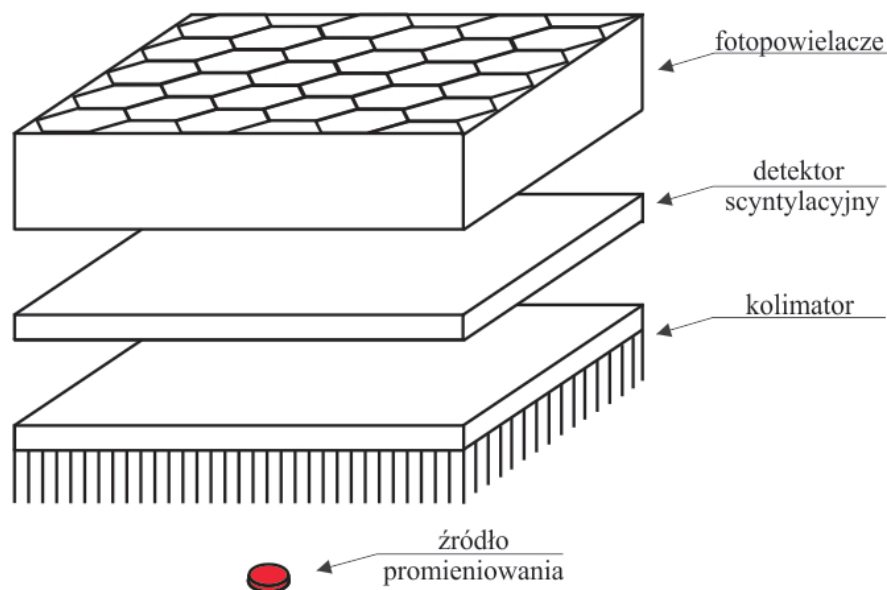
## 2 Działanie i budowa gammakamery

Podstawowym elementem budowy gammakamery jest gantry (ramię). Składa się ono z od jednej do trzech głowic, w których skład wchodzi kolimator oraz układ detekcyjny. W przypadku urządzenia znajdującego się w ŚLCJ, czyli GE Healthcare SMV DST-XLi, są to dwie głowice. Poniżej przedstawiam zdjęcie gammakamery używanej na warsztatach.



*Rysunek 1: Gammakamera znajdująca się w ŚLCJ w Warszawie*

Jak widzimy na powyższym zdjęciu, w skład gammakamery wchodzi także stół dla pacjenta, który podobnie jak głowice oraz gantry może się poruszać w kilku płaszczyznach, np. obniża się w celu umożliwienia zajęcia odpowiedniej pozycji przez pacjenta, a następnie podwyższa się i wjeżdża między głowice. Przejdźmy teraz do omówienia budowy podstawowego elementu gammakamery - głowicy, której schemat budowy przedstawiam poniżej [1].



Rysunek 2: Schemat budowy głowicy [1]

## 2.1 Kolimatory

Jak widzimy na rysunku nr 2, pierwszym elementem, który ma do pokonania promieniowanie po wyjściu z pacjenta jest kolimator, zaczniemy więc od niego. Został on skonstruowany w celu pochłonięcia niepożądanego promieniowania gamma, rozchodzącego się we wszystkich kierunkach. W przypadku braku kolimatora nie byłoby możliwe wykonanie wartościowego pomiaru, gdyż zarejestrowana ilość kwantów  $\gamma$  w każdym detektorze byłaby w przybliżeniu taka sama. Z tego powodu zastosowanie kolimatora jest konieczne. Omawiane urządzenie składa się z metalowej konstrukcji zawierającej układ szczelin. Ścianki oddzielające szczeliny od siebie (septy) są wykonane z materiału absorbującego promieniowanie gamma - ołowiu. Poniżej przedstawiam zdjęcia dwóch różnych kolimatorów.



*Rysunek 3: Kolimator LEUHR 140*



*Rysunek 4: Kolimator MEAP 300*

Na powyższych zdjęciach łatwo zauważyć, że cechą wspólną obu kolimatorów jest heksagonalny kształt szczelin. Wynika on z maksymalnego wykorzystania dostępnej powierzchni oraz największej wytrzymałości na mechaniczne uszkodzenia. Na zdjęciach można także zauważyć pewne różnice. Jedną z nich jest wielkość szczelin - dla kolimatora LEUHR 140 są mniejsze. Skutkiem tego jest różnica w rozdzielczości obrazów. Używając kolimatora z mniejszymi szczelinami, a więc większą ilością szczelin otrzymamy obraz o wyższej rozdzielczości, niż w przypadku używania kolimatora z większymi szczelinami. Drugą istotną różnicą jest grubość sept - kolimator MEAP 300 posiada szersze septy od kolimatora LEUHR 140. Konsekwencją tego jest mniejsza przepuszczalność promieniowania gamma przez septy kolimatora, dzięki czemu możliwe jest obrazowanie przy użyciu izotopów o wyższych energiach promieniowania niż w przypadku węższych sept.

Ogólne informacje o rozdzielczości i przystosowaniu do energii promieniowania zawarte są w nazwach kolimatorów. Kolimator LEUHR 140, to rozwijając skrót angielski Low Energy Ultra High Resolution, czyli kolimator przeznaczony do niskich energii promieniowania - do 140 keV - oraz umożliwiający uzyskanie obrazu o bardzo dobrej rozdzielczości. Kolimator MEAP 300 to kolimator dla energii promieniowania do 300 keV. Skrót MEAP oznacza Medium Energy All Purpose, czyli jest on przeznaczony do wszystkich zastosowań w przypadku promieniowania o średniej energii.

W ten sposób podzieliłem kolimatory na dwa rodzaje w zależności od:

- energii
- wielkości szczelin

Kolimatory mogą także różnić się od siebie ustawieniem sept. Mogą one być ustawione prostopadle do detektora, pod określonym kątem, zbieżnie lub rozbieżnie. Istnieje także kolimator tzw. pin-hole, czyli kolimator z jedną małą szczeliną. Konsekwencją użycia pewnego typu kolimatora jest uzyskanie odpowiedniego obrazu geometrycznego na detektorze, np. używając kolimatora pin-hole dostajemy obraz odwrócony, powiększony [1], [2].

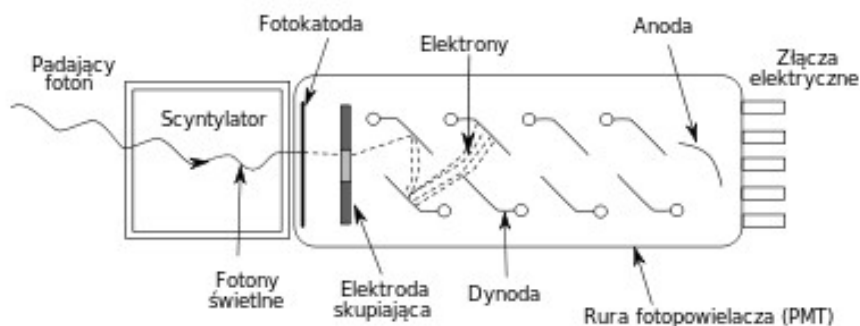
## 2.2 Układ detekcyjny

Kolejnym elementem w głowicy jest układ detekcyjny promieniowania  $\gamma$ . Składa się on z kryształu scyntylacyjnego NaI(Tl), układu fotopowielaczy oraz układu elektronicznego przetwarzającego impulsy elektryczne.

Promieniowanie gamma po przejściu przez kolimator trafia na kryształ scyntylacyjny. W wyniku pochłonięcia fotonu  $\gamma$  wypromieniowuje on kwant

światła widzialnego. Kryształy scyntylacyjne wykorzystywane w gammakamerach zazwyczaj mają od 40-50 cm średnicy oraz ok. 13 cm grubości.

Kwant światła widzialnego pada na fotokatodę w fotopowielaczu. Wybijany elektron z fotokatody pada na elektrodę skupiającą, a potem na dynodę, z której wybijane są elektrony. Następnie trafiają one na kolejną dynodę i znowu wybijane są elektrony w większej ilości niż padły dynodę. W ten sposób namnażane są elektrony, a więc impuls prądowy jest wzmacniany. Poniżej przedstawiam schemat działania fotopowielacza.

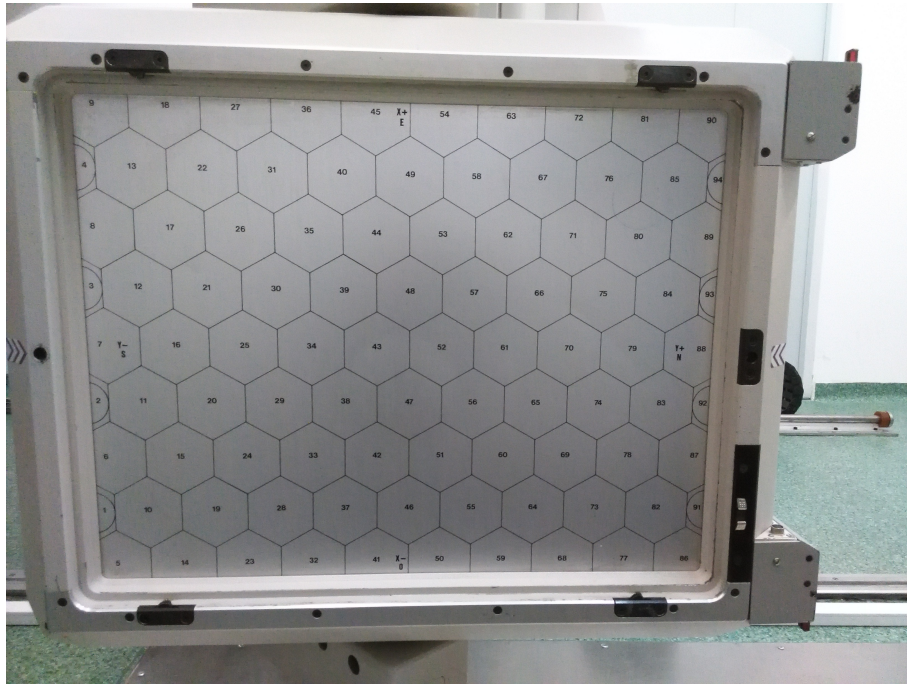


*Rysunek 5: Schemat działania fotopowielacza [3]*

Jak widzimy na rysunku, po odpowiednim zwiększeniu liczby elektronów, padają one na anodę, na której są zbierane. Do niej także podłączone są odpowiednie złącza elektryczne.

W gammakamerze znajduje się kilkadziesiąt fotopowielaczy o podstawie heksagonalnej. Widoczne jest to na poniższym zdjęciu przedstawiającym schemat rozmieszczenia fotopowielaczy w głowicy [1].





*Rysunek 6: Schemat rozmieszczenia fotopowielaczy w głowicy*

### 3 Parametry rejestracji obrazu

Gammakamera ze względu na swoją skomplikowaną budowę posiada wiele parametrów rejestracji obrazu optymalizowanych do pacjenta. Za pomocą tego aparatu możemy wykonywać m.in. zdjęcia 2D oraz tomografię, na której w większości się skupię. Postaram się przedstawić kilka parametrów rejestracji obrazu występujących w gammakamerze, którą miałem sposobność obsługiwać. W celu lepszego porównania ich wpływu wykonaliśmy ekspozycje z różnymi parametrami dla tego samego źródła objętościowego przedstawionego na poniższym zdjęciu.



Rysunek 7: Źródło objętościowe  $Co^{57}$

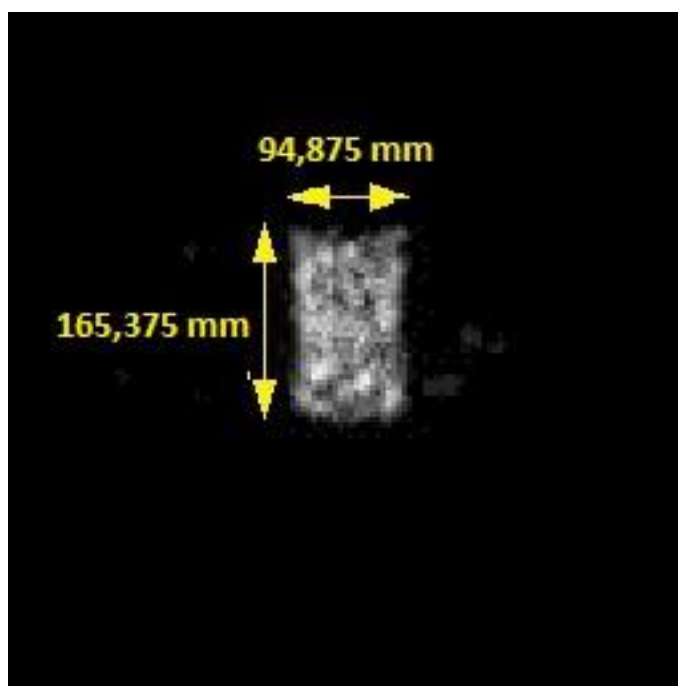
### 3.1 Liczba kroków

Pierwszym omawianym parametrem jest liczba kroków. Jest to parametr, który możemy zdefiniować jako ilość przejść między jednym ustawieniem kątowym głowic a kolejnym. Możemy go także opisać wzorem:

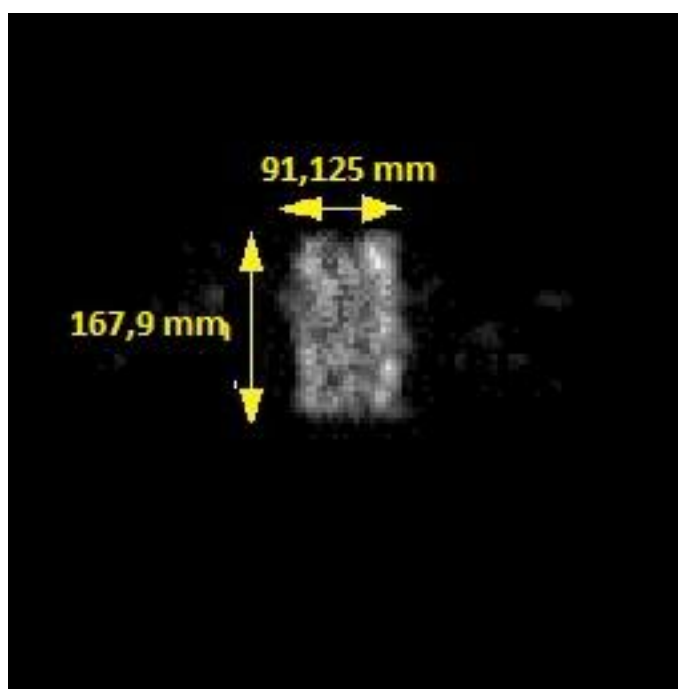
$$N = \frac{180^\circ}{\alpha}, \quad (1)$$

gdzie  $\alpha$  jest to kąt, o jaki jest obracana gammakamera w każdym kroku.

Poniżej przedstawiam dwie ekspozycje dla różnej liczby kroków.



*Rysunek 8: Liczba kroków wynosi 32*

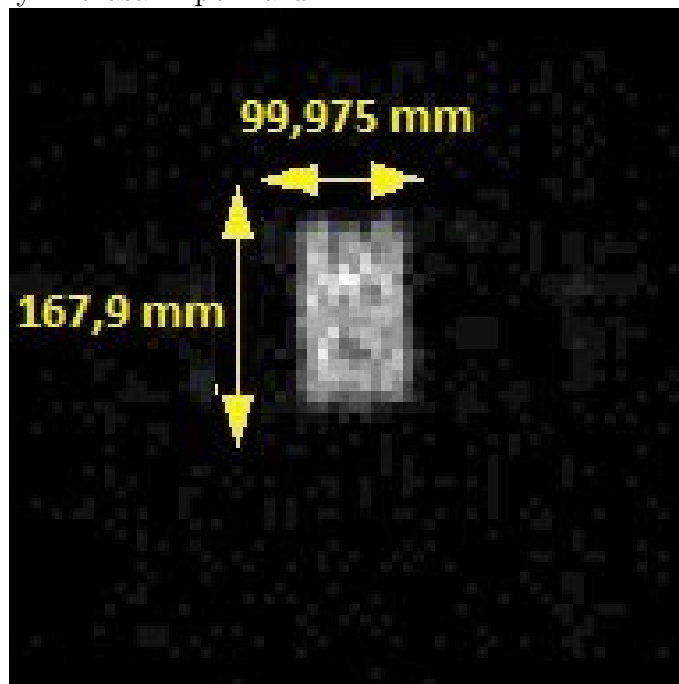


*Rysunek 9: Liczba kroków wynosi 64*

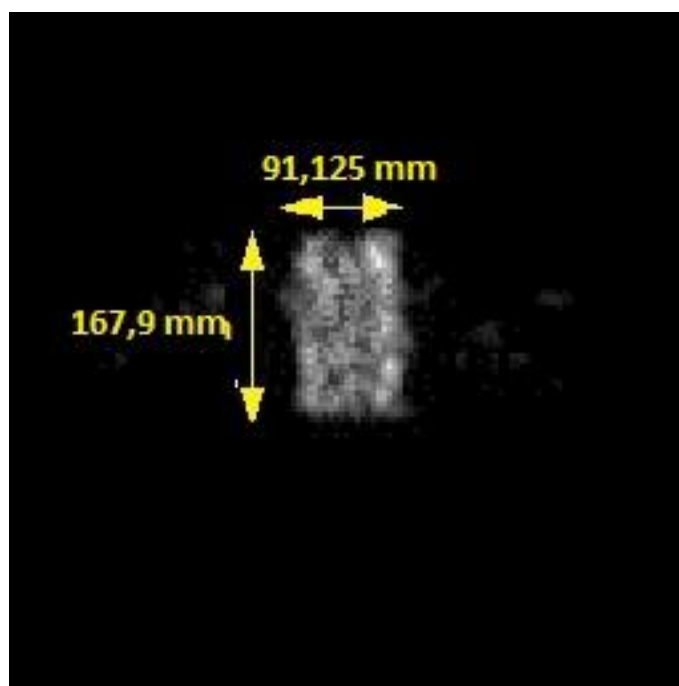
Jak widzimy, różnice między ekspozycjami są niewielkie, co oznacza że wpływ tego parametru jest nieznaczny. Lepiej zauważalny wpływ tego parametru na jakość obrazu najprawdopodobniej byłby lepiej widoczny przy ustawienie większej różnicy w liczbie kroków między obrazami.

### 3.2 Czas pomiaru

Kolejnym parametrem jest czas pomiaru, definiowany jako czas rejestracji promieniowania podczas jednego kroku. Poniżej przedstawiam dwa uzyskane obrazy, z odmiennymi czasami pomiaru.



*Rysunek 10: Czas pomiaru wynosi 15 s*

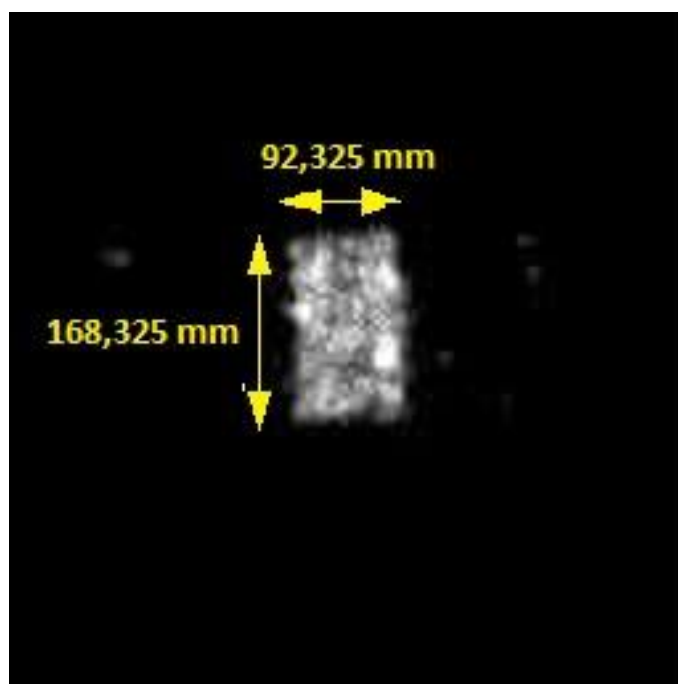


*Rysunek 11: Czas pomiaru wynosi 30 s*

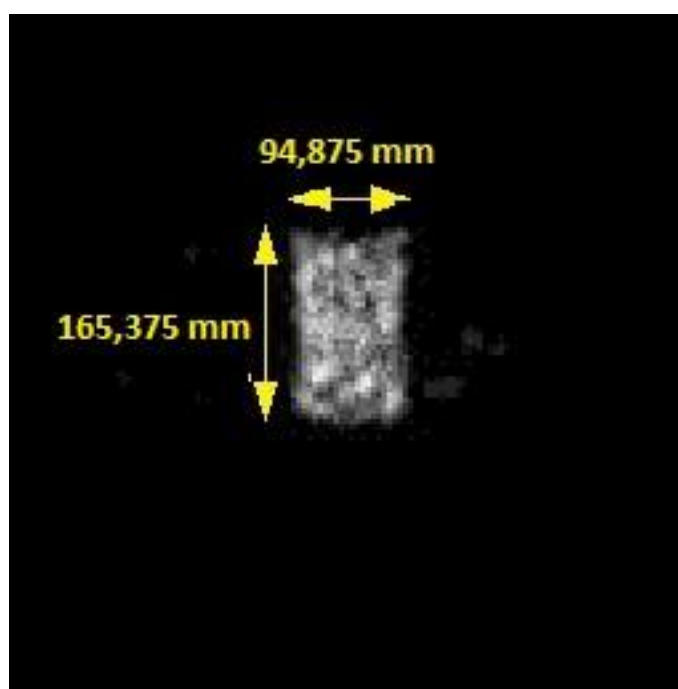
Tak jak można się było spodziewać, obraz dla czasu pomiaru 30 s jest dużo dokładniejszy od obrazu dla czasu pomiaru 15 s. Jesteśmy w stanie zauważyć więcej szczegółów oraz obserwujemy mniej szumów dookoła naszego źródła objętościowego niż na drugim obrazie. Jest to spowodowane zebraną większą ilością zliczeń, a więc i mniejszą względną niepewnością (którą definiujemy jako pierwiastek z liczby zliczeń) dla 30 s pomiaru niż dla 15 s.

### **3.3 Matryca**

Matryca jest to macierz odpowiadająca pikselom na obrazie. Rozmiar matrycy jest następnym parametrem rejestracji obrazu za pomocą gammakamery. W tym przypadku mamy możliwość wyboru rozmiaru matrycy 64x64 lub 128x128. Poniżej przedstawiam dwa obrazy, w zależności od wybranego rozmiaru matrycy.



*Rysunek 12: Rozmiar matrycy 64x64*

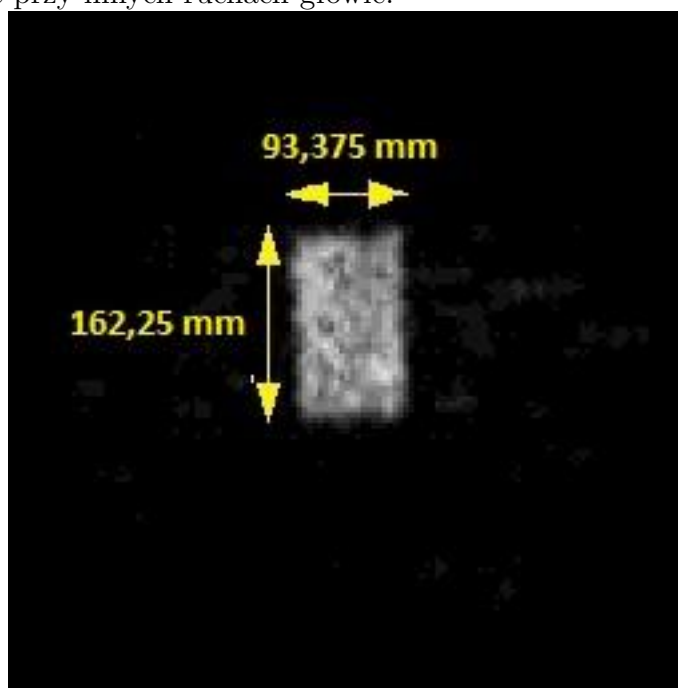


*Rysunek 13: Rozmiar matrycy 128x128*

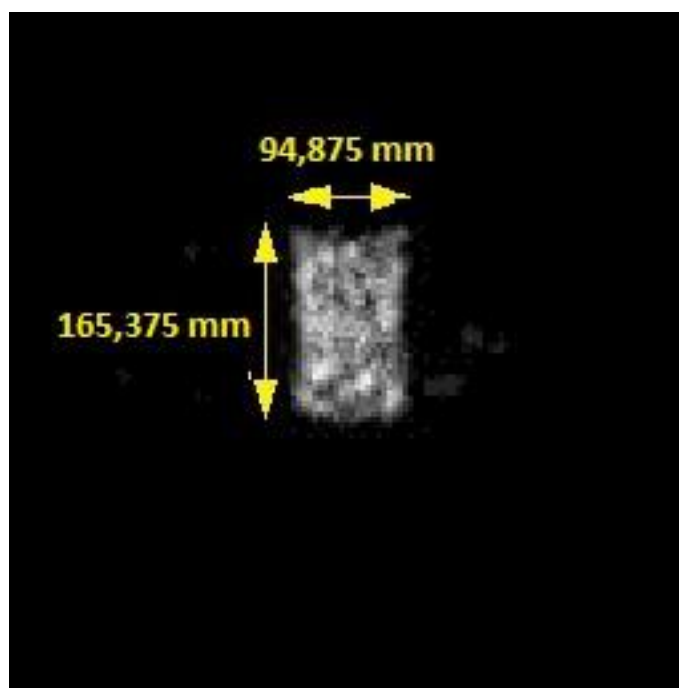
Różnice pomiędzy obrazami są widoczne na pierwszy rzut oka. Obraz uzyskany przy wykorzystaniu matrycy 128x128 okazuje się być dokładniejszy, widać na nim więcej szczegółów niż na obrazie uzyskanym przy wykorzystaniu matrycy 64x64. Jest to spowodowane mniejszymi rozmiarami piksela na obrazie o rozdzielczości 128x128.

### 3.4 Trajektoria ruchu głowicy

Kolejnym parametrem rejestracji obrazu możliwym do zmiany w gammakamerze jest trajektoria ruchu głowicy. W aparacie znajdującym się w ŚLCJ możemy wybrać elipsę (tzw. kontur) lub okrąg. Poniżej przedstawiam dwa obrazy wykonane przy innych ruchach głowicy.



*Rysunek 14: Głowice poruszają się po okręgu*



*Rysunek 15: Głowice poruszają się po elipsie*

W tym przypadku również jesteśmy w stanie zaobserwować znaczące różnice między dwoma obrazami. Widać, że obraz uzyskany, gdy głowice poruszają się po elipsie jest bardziej szczegółowy niż obraz uzyskany, podczas ruchu po okręgu głowic. Wynika to z faktu, że do głowic poruszających się po elipsie trafia więcej promieniowania gamma, gdyż mogą one znaleźć się bliżej pacjenta, a więc bliżej źródła promieniowania.

## 4 Parametry jakościowe uzyskiwanych obrazów

Uzyskiwane obrazy możemy porównywać metodą tzw. „na oko”, lecz jest to sposób raczej niedokładny oraz zależy w dużej mierze od obserwatora. Z tego powodu wprowadzono parametry jakościowe, umożliwiające w miarę precyzyjne określenie jakości obrazu. Poniżej przedstawię kilka z nich.

### 4.1 Kontrast

Kontrast jest to parametr umożliwiający określenie ewentualnych uszkodzeń w ciele pacjenta. Obserwowanie kontrastu jest konsekwencją podania pacjentowi radiofarmaceutyka gromadzącego się w danym organie. Łatwość



określenia uszkodzeń w ciele pacjenta rośnie wraz ze wzrostem kontrastu, który możemy zdefiniować jako:

$$C = \frac{C_A - C_N}{C_N} \quad (2)$$

gdzie  $C_A$  - koncentracja radiofarmaceutyka w tkance anormalnej,  $C_N$  - koncentracja radiofarmaceutyka w tkance normalnej [1].

## 4.2 Przestrzenna zdolność rozdzielcza

Przestrzenną zdolnością rozdzielczą w badaniach za pomocą gammakamery nazywamy odległość między punktowymi źródłami promieniowania w jakiej jesteśmy w stanie je rozróżnić. Możemy ją wyznaczyć za pomocą jednego źródła punktowego, obliczając FWHM (szerokość połówkową) funkcji punktowego rozmycia, która w przybliżeniu jest funkcją gaussowską:

$$f(x) \approx \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right) \quad (3)$$

gdzie  $\sigma$  to odchylenie standardowe rozkładu funkcji [1].

## 4.3 Szum

Szum statystyczny, tak jak napisałem przy parametrze czasu pomiaru, jest zdefiniowany jako pierwiastek z ilości zliczeń. Wynika to z opisanego zjawiska rozkładem Poissona. W badaniach przeprowadzonych gammakamerą podaje się także szum jako pierwiastek z sumy zliczeń w  $1 \text{ cm}^2$  badanego obiektu. Jako minimalną liczbę zliczeń w danym badaniu zazwyczaj przyjmuje się  $1000 \frac{\text{imp}}{\text{cm}^2}$  [1].

## 5 Fantom

Podczas warsztatów w ŚLCJ jednym z naszych zadań była budowa oraz pomiar fantomu w celu sprawdzenia wpływu dwóch różnych kolimatorów na uzyskany obraz. Każdy z nas miał przedstawić swój pomysł na kształt fantomu. Jako że mieliśmy wykonać rekonstrukcję 3D obrazu warto było zwrócić uwagę na charakter przestrzenny fantomu. Wykonanie w przybliżeniu płaskiego fantomu spowodowałoby niewielkie wykorzystanie techniki rekonstrukcji 3D. Z pośród kilku pomysłów zdecydowaliśmy się wykonać „promieniotwórczego jeża”.

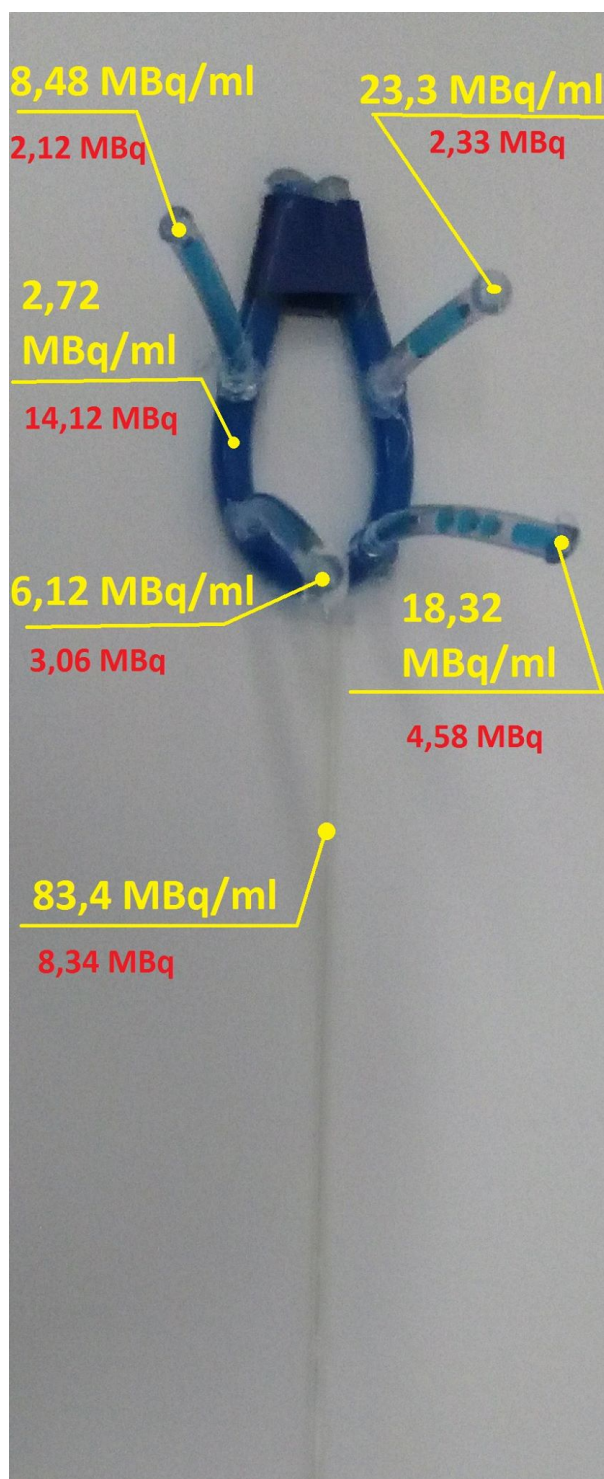
## 5.1 Budowa fantomu

Do wykonania mechanicznej części fantomu mieliśmy do dyspozycji przezroczyste rurki o różnych średnicach, taśmę klejącą, strzykawkę i tzw. klej na gorąco. Cały fantom miał zostać wypełniony roztworem zawierającym technet 99 o aktywności 140 MBq. W związku z pracami z izotopem promieniotwórczym o niemałej aktywności otrzymaliśmy dozymetry indywidualne z możliwością odczytu w ŚLCJ każdego dnia po wykonaniu prac.

Pierwszym etapem w budowie fantomu było opracowanie satysfakcjonujących metod napełnienia rurek roztworem technetu. Ze względów bezpieczeństwa wykonywaliśmy te prace używając zabarwionej wody.

Po kilku pozytywnych próbach napełnienia rurek zabarwioną wodą przystąpiono do obliczenia aktywności promieniotwórczej roztworów w każdym rodzaju rurek tak, aby można było zaobserwować pewne różnice na obrazie. Podczas obliczania należało uwzględnić fakt, że rejestrowalne różnice widoczne na obrazie będą to różnice w aktywnościach w 1 ml roztworu. W tym celu należało wprowadzić pojęcie aktywności właściwej, którą zdefiniowano jako aktywność w 1 ml.

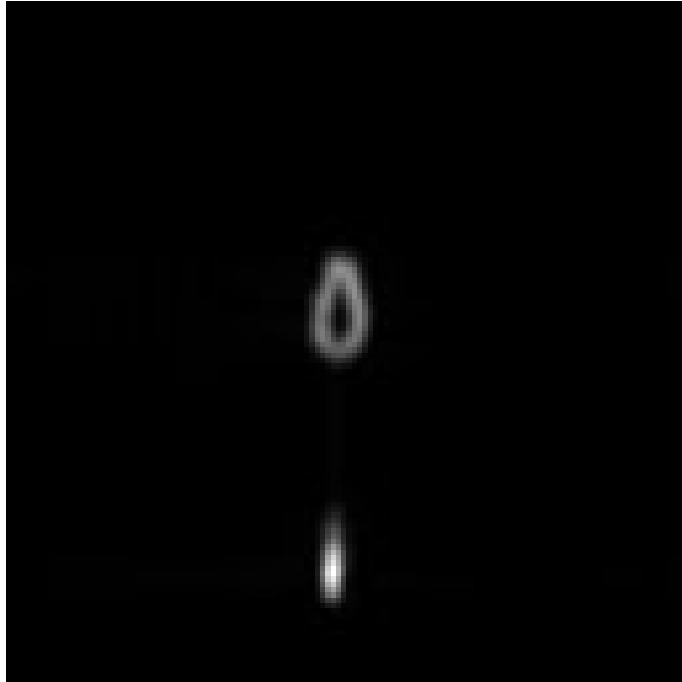
Przeliczyliśmy odpowiednie aktywności właściwe oraz wprowadzono roztwory do rurek budujących jeża. Poniżej przedstawiam zdjęcie z zaznaczonymi aktywnościami (kolor czerwony) oraz aktywnościami właściwymi (kolor żółty) w każdej części fantomu.



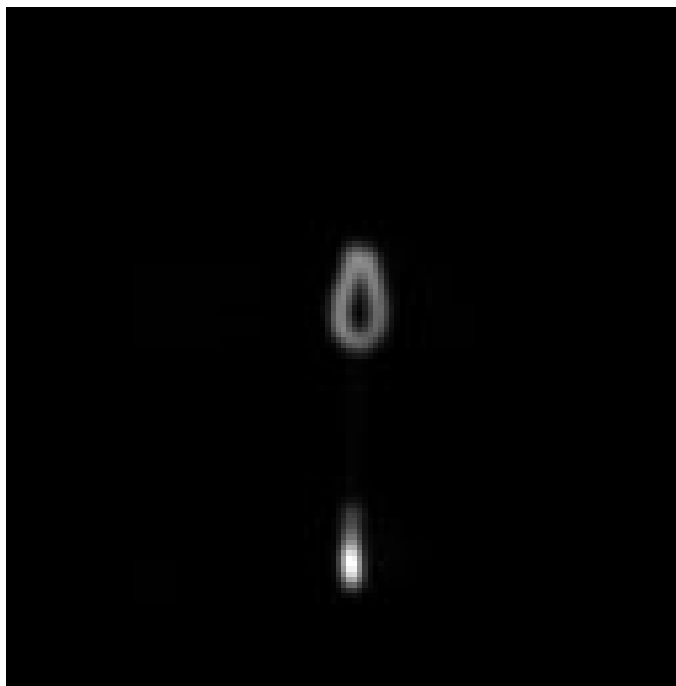
*Rysunek 16: Zdjęcie fantomu*

## 5.2 Wyznaczenie przestrzennej zdolności rozdzielczej

Po skonstruowaniu fantomu wykonaliśmy dwa pomiary tomograficzne dla różnych kolimatorów (LEUHR 140 i MEAP 300). Proces wymiany kolimatorów musi zostać wykonany bardzo ostrożnie, gdyż przez nieuwagę można poważnie uszkodzić sprzęt. Z tego powodu jest to proces dość żmudny. Poniżej przedstawiono dwa obrazy dla różnych kolimatorów.



*Rysunek 17: Obraz fantomu wykonany przy użyciu kolimatora LEUHR 140*



*Rysunek 18: Obraz fantomu wykonany przy użyciu kolimatora MEAP 300*

Różnice pomiędzy obrazami są bardzo niewielkie, co spowodowane jest wysoką aktywnością właściwą fantomu, a w szczególności „ogona” jeża. Zauważalny jest grubszy „ogon” na obrazie wykonanym przy użyciu kolimatora MEAP 300 niż na obrazie wykonanym przy użyciu kolimatora LEUHR 140. Jest to spowodowane wielkością otworów w kolimatorze, a więc i słabszą rozdzielczością kolimatora MEAP 300.

Przy użyciu programu ImageJ wyznaczyliśmy FWHM, odczytując zależność jasności od położenia w punkcie największej aktywności właściwej - „ogonie”. Średnica rurki imitującej „ogon” była jak najmniejsza w celu jak najlepszego przybliżenia w jednej płaszczyźnie do promieniotwórczego źródła punktowego.

Poniżej przedstawiam tabelę z wynikami.

Rodzaj kolimatora	FWHM [mm]
LEUHR 140	15,2
MEAP 300	15,3

*Tabela 1: Wyznaczone wartości FWHM dla różnych kolimatorów.*

Wartości FWHM są zbliżone do siebie. Tak jak napisałem powyżej spowodowane jest to wysoką aktywnością właściwą „ogona” jeża.

## 6 Podsumowanie

Gammakamera jest urządzeniem, które wymaga od operatora dużego doświadczenia, jeśli wykonany obraz lub rekonstrukcja mają mieć jak największą wartość diagnostyczną. Optymalizacja odpowiednich parametrów rejestracji obrazu wymaga wprawy oraz wiedzy z zakresu budowy i działania aparatury. Konieczna jest także znajomość zagadnień związanych z promieniotwórczością, oddziaływaniem promieniowania z materią oraz dozymetrii.

# Bibliografia

- [1] Urszula Kaźmierczak, Zygmunt Szefliński, Badanie własności kolimatorów gamma kamery przy wykorzystaniu źródeł: Co-57, Ba-133 i Cs-137, instrukcja do laboratoriów na Uniwersytecie Warszawskim
- [2] Wykłady doc. dr. inż. Piotra Brzeskiego z przedmiotu Podstawy Techniki Obrazowania Medycznego na Politechnice Warszawskiej
- [3] <https://pl.wikipedia.org/> [dostęp: <10.12.2015, 19:00>]